

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

AVALIAÇÃO DO NÍVEL DE ESFORÇO MUSCULAR DURANTE DIFERENTES  
ESTRATÉGIAS DE LEVANTAR-SE DE UMA POSIÇÃO SENTADA

JULIANA COLLARES VANASSI

Porto Alegre

2012

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**AVALIAÇÃO DO NÍVEL DE ESFORÇO MUSCULAR DURANTE DIFERENTES  
ESTRATÉGIAS DE LEVANTAR-SE DE UMA POSIÇÃO SENTADA**

**JULIANA COLLARES VANASSI**

Dissertação de Mestrado do Programa de Pós  
Graduação em Ciências do Movimento  
Humano da Escola de Educação Física da  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

**Orientador**

**PROF. DR. JEFFERSON FAGUNDES LOSS**

Porto Alegre

2012

### CIP - Catalogação na Publicação

Vanassi, Juliana Collares

Avaliação do nível de esforço muscular durante diferentes estratégias de levantar-se de uma posição sentada / Juliana Collares Vanassi. -- 2012.

108 f.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2012.

1. Estratégia motora. 2. Eletromiografia. 3. Força. I. Loss, Jefferson Fagundes, orient. II. Título.

## **AGRADECIMENTOS**

Gostaria de agradecer ao Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss, meu orientador, pelos ensinamentos e confiança. Muito obrigada por me acolher no grandioso grupo que é o BIOMECH. **RESPEITO!**

A minha eterna orientadora, Daniela Aldabe, que é uma profissional exemplar e que tornou possível essa realização. **ADMIRAÇÃO!**

Ao meu colega, amigo e dedicadíssimo Marcelo La Torre, muito obrigada pelo apoio, compreensão e principalmente paciência, tu foste imprescindível para a execução de todas as fases deste trabalho. Muito obrigada. **INCONDICIONAL!**

Aos meus colegas de mestrado Yumie, pelas parcerias nas disciplinas e nas coletas, Alessandra, Mariana e Max pela enorme ajuda durante as coletas de dados, em especial a Ale que se envolveu diretamente com as meninas da amostra. As queridas doutorandas Joelly, pelas conversas diante do desespero, Débora, por estar sempre por perto com uma palavra de incentivo e a Lara, pela grandiosa ajuda que me deste ao longo desses dois anos, sempre ao meu lado disposta a auxiliar nos problemas que apareceram, aprendi muito contigo. Aos bolsistas Catiane, Giovanni, Cláudia e em especial Larissa e Guilherme que foram muito importantes nesse processo. Sem vocês esse trabalho não aconteceria. **CUMPLICIDADE!**

Aos mestrandos da sala ao lado Matias, Kaanda e Juliana pelas trocas de conhecimento. **PARCERIA!**

Aos funcionários do LAPEX e do PPGCMH, Dani, Luciano, Luiz, André e Ana por estarem sempre dispostos a ajudar nessa empreitada. **COMPETÊNCIA!**

Aos meus queridos pacientes pela paciência devido as inúmeras trocas de horários e dias de atendimento. **COMPREENSÃO!**

A minha amiga e sócia Aline, por ter levando a diante nosso negócio e por entender esse período de omissão. **AMIZADE!**

As minhas amigas do “Core” que compreenderam minha ausência. **CORAÇÃO!**

Aos meus pais Norberto e Vera que são o meu porto seguro. Muito obrigada pela inspiração, pela oportunidade, pelo incentivo e pelo total apoio, vocês são muito importantes pra mim. **VIDA!**

Ao meu amor, Felipe, pelo apoio incondicional, compreensão, estímulo, paciência e enorme dedicação, tu me faz muito bem, te amo Lipe. **AMOR!**

*Sê verdadeiro para com teu próprio eu interior,  
e disto decorrerá - como a noite decorre do dia  
- que não terás capacidade para ser falso  
com qualquer um de teus semelhantes.*

Shakespeare

## **RESUMO**

A análise do movimento de levantar-se exige o conhecimento de fatores que influenciam na sua realização, sendo que os fatores relacionados à estratégia são aqueles oriundos da execução do movimento. A cinemática básica do movimento de levantar-se indica que antes da retirada dos glúteos do assento o movimento do quadril é predominante ao movimento da coluna lombar, com uma proporção quadril – coluna lombar de 3:1. Considerando o resultado de um modelo matemático, o esforço gerado na coluna lombar foi maior quando a tarefa de levantar-se foi executada com a proporção considerada correta. Dessa forma, o objetivo geral desse estudo foi verificar a relação do nível de esforço avaliado a partir de uma resposta mecânica, estimada por um macromodelo biomecânico tridimensional, entre o nível de esforço avaliado pela eletromiografia dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar e a percepção subjetiva de esforço (escala de Borg), durante diferentes estratégias cinemáticas e musculares de realizar a tarefa de levantar-se. Para isso, 20 participantes do sexo feminino executaram a tarefa de levantar-se usando duas diferentes estratégias cinemáticas e duas diferentes estratégias musculares, enquanto que dados cinemáticos, eletromiográficos e de percepção subjetiva de esforço foram coletados. O coeficiente de Correlação de Person foi utilizado para avaliar a correlação entre os diferentes parâmetros de medida. Foi encontrada uma correlação alta e positiva entre a força muscular resultante e a ativação muscular para cada uma das diferentes estratégias cinemáticas e musculares, enquanto que houve uma discordância entre os achados de força muscular resultante e a percepção subjetiva de esforço.

## **PALAVRAS-CHAVE**

Eletromiografia. Força. Borg. Estratégia motora

## **ABSTRACT**

The rising movement demands a basic knowledge of factors influencing its achievement, and the factors related to the strategy are those derived from the execution of the movement. The rising movement's basic kinematics indicates that before removing the gluteus from the seat hip movement is predominant to lumbar column movement, with hip/lumbar column proportion of 3:1. Considering the results of a mathematical model, the effort generated in the lumbar column was higher when the rising task was executed with the proportion considered correct. Thus, general objective of this study was to verify the relationship of the effort level assessed from a mechanical response, estimated by a tridimensional biomechanical macromodel, between the effort level evaluated by electromyography of the muscles iliocostalis, longissimus and multifidus of the lumbar region and perceived exertion (Borg scale), during different kinematics and muscular strategies for achievement the rising task. Twenty female participants performed the rising task using two different kinematics strategies and two different muscular strategies, while kinematics, electromyographic and perceived exertion data were collected. Pearson correlation coefficient was used for assessing the correlation between different measuring parameters. A high and positive correlation between resultant muscle force and muscle activation was found for each of the different kinematic and muscular strategies, while there was a disagreement between the findings of resultant muscle force and perceived exertion.

## **KEYWORDS**

Electromyographic. Force. Borg. Motor strategy

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fases da tarefa de levantar-se.....	27
Figura 2 - Posição para a execução da CVM dos músculos extensores .....	36
Figura 3 - Posição para a execução da CVM do músculo glúteo máximo .....	37
Figura 4 - Posição para a execução da CVM do músculo reto femoral .....	38
Figura 5 - Posição para a execução da CVM do músculo oblíquo interno .....	38
Figura 6 – Cadeira utilizada no estudo. ....	39
Figura 7 – Divisão das fases das estratégias.....	42
Figura 8 - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se...47	47
Figura 9 - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se...47	47
Figura 10 - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se...48	48
Figura 11 - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se...48	48
Figura 12 – Frequência da percepção de maior esforço exigido na coluna lombar na comparação entre as estratégias cinemáticas.....	50
Figura 13 – Média e desvio-padrão dos escores da escala Rating of Perceived Exertion (RPE) de Borg dos vinte indivíduos.....	66
Figura 14 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos iliocostal e oblíquo interno durante a fase 1 .....	68
Figura 15 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno durante a fase 1 .....	69
Figura 16 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos multífido e oblíquo interno durante a fase 1 .....	70
Figura 17 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos glúteo máximo e reto femoral durante a fase 1 .....	71
Figura 18 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos iliocostal e oblíquo interno durante a fase 2.....	72
Figura 19 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno durante a fase 2 .....	73
Figura 20 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos multífido e oblíquo interno durante a fase 2.....	74
Figura 21 - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos glúteo máximo e reto femoral durante a fase 2 .....	75



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo Iliocostal direito .....	52
Tabela 2 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo Iliocostal esquerdo.....	53
Tabela 3 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo longuíssimo direito.....	54
Tabela 4 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo longuíssimo esquerdo.....	55
Tabela 5 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo multífido direito .....	57
Tabela 6 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo multífido esquerdo.....	58
Tabela 7 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo oblíquo interno direito.....	59
Tabela 8 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo oblíquo interno esquerdo.....	60
Tabela 9 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo glúteo máximo direito.....	62
Tabela 10 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo glúteo máximo esquerdo.....	63
Tabela 11 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral direito.....	64
Tabela 12 - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral esquerdo.....	65
Tabela 13 – Razão entre os picos de ativação muscular.....	105
Tabela 14 - Resultado da razão entre o escore da escala RPE de Borg.....	106

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	15
2.1 ELETROMIOGRAFIA .....	15
2.1.1 Relação entre Eletromiografia e Força Muscular .....	17
2.1.2 Eletromiografia na perspectiva de uma tarefa motora.....	19
2.2 METODOLOGIA BIOMECÂNICA PARA ESTUDO DAS FORÇAS INTERNAS.....	22
2.2.1 Macromodelo Biomecânico Tridimensional .....	24
2.3 PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO .....	24
2.4 O MOVIMENTO DE PASSAR DE SENTADO PARA EM PÉ.....	26
3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....	29
3.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	29
3.2 MÉTODO DE ABORDAGEM.....	31
3.3 AMOSTRA.....	31
3.4 ASPECTO ÉTICO.....	32
3.5 AQUISIÇÃO DOS DADOS .....	32
3.5.1 Dados Antropométricos.....	33
3.5.2 Dados Eletromiográficos .....	33
3.5.3 Dados Cinemáticos .....	34
3.5.4 Dados de Percepção Subjetiva de Esforço .....	35
3.6 SINCRONIZAÇÃO DOS SISTEMAS .....	35
3.7 PROCEDIMENTOS DE COLETA .....	35
3.8 PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	40
3.8.1 Dados Cinemáticos.....	40
3.8.2 Dados Eletromiográficos .....	41
3.8.3 Dados de Percepção Subjetiva de Esforço .....	44
3.9 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS DOS DADOS .....	44
4 RESULTADOS .....	46
4.1 FORÇA MUSCULAR RESULTANTE – SINAL ELETROMIOGRÁFICO – PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO .....	46
4.2 EMG ENTRE AS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICAS E MUSCULARES.....	50
4.3 PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO .....	66
4.4 COCONTRAÇÃO.....	67

5 DISCUSSÃO .....	76
5.1 FORÇA MUSCULAR RESULTANTE – SINAL ELETROMIOGRÁFICO – PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO .....	76
5.2 EMG ENTRE AS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICAS E MUSCULARES.....	81
5.3 COCONTRAÇÃO.....	85
6 CONCLUSÃO.....	89
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	90
REFERÊNCIAS .....	92
APÊNDICE A .....	101
APÊNDICE B.....	103
ANEXO A .....	104
APÊNDICE C.....	105
APÊNDICE D .....	106

## 1 INTRODUÇÃO

A habilidade de levantar-se de uma posição sentada é uma das mais fundamentais tarefas entre as atividades normais de vida diária, sendo um essencial precursor para a caminhada (TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005; ETNYRE; THOMAS, 2007; FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010). Para que a tarefa seja executada de maneira independente pelo indivíduo, o ato de levantar-se necessita de torque articular apropriado, coordenação adequada e exato controle do equilíbrio. A inabilidade de realizar a tarefa pode conduzir a um severo prejuízo na mobilidade corporal, e, assim, levar o indivíduo à dependência, institucionalização e até o óbito (CAHILL; CARR, 1999; MONGER; CARR; FOWLER, 2002; TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005; DEHAIL, 2007).

Embora seja uma tarefa aparentemente simples, exige uma interação coordenada de todos os segmentos corporais, da cabeça até os pés. Para uma realização ótima, cada articulação do corpo deve mover-se corretamente em uma direção e tempo apropriado (FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010). Vander Linden, Brunt e McCulloch (1994) definiram a tarefa de levantar-se de uma posição sentada como um movimento de transição para a postura em pé, modificando a posição do centro de massa corporal de uma posição estável para uma posição menos estável e finalizando com extensão dos membros inferiores enquanto mantém o equilíbrio em uma pequena base de suporte.

A análise do movimento de levantar-se requer o conhecimento de fatores que influenciam na sua realização. Esses fatores, os quais são considerados determinantes para o sucesso da tarefa, são divididos em três grupos: relacionados à cadeira, relacionados ao sujeito e relacionados à estratégia. Os fatores relacionados à cadeira envolvem a altura do assento, o apoio para os braços, o apoio para as costas e cadeiras especiais. Já os fatores relacionados ao sujeito são a idade, presença de doenças, grau de força muscular e a utilização de calçado. Os fatores relacionados à estratégia são aqueles oriundos da execução do movimento de levantar-se, entre eles a velocidade, posição dos pés, utilização dos braços sobre o apoio, movimento dos braços, fixação das articulações, posição dos joelhos, restrição terminal do movimento, controle visual, atenção durante o movimento, treinamento e a posição e movimento do tronco (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002).

A influência dos fatores relacionados ao sujeito é de difícil investigação como variável independente devido à forte associação entre eles e a sua influência na inabilidade. Assim essas determinantes vão além do alcance desse estudo. Entretanto a influência dos fatores relacionados à cadeira é bem definida na literatura, eles fornecem características físicas da

cadeira e essas, por sua vez, influenciam o nível de dificuldade para a realização do movimento e o possível aumento na demanda biomecânica, gerando uma estratégia de movimentos compensatórios (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002; MAZZÀ *et al.*, 2004). Logo, padronizando os fatores relacionados à cadeira, a análise dos fatores que influenciam o movimento de levantar-se é relacionada unicamente à estratégia adotada pelo indivíduo.

A estratégia motora é escolhida pelo indivíduo entre aquelas que são consistentes com as restrições estruturais e funcionais do seu sistema locomotor, e que tende a maximizar a eficácia do ato motor (PAPA; CAPPOZZO, 2000). Sujeitos que apresentem alteração estrutural ou funcional criam movimentos compensatórios em sua estratégia, simultaneamente à execução de um conjunto básico de compensações durante a cinemática do movimento (MAZZÀ *et al.*, 2004).

A cinemática básica do movimento de levantar-se inclui a flexão do quadril e flexão do tronco para projetar o centro de massa corporal (CM) horizontalmente, acompanhado de extensão bilateral das articulações dos membros inferiores e extensão do tronco pra levantar o CM na direção vertical (ROEBROECK, *et al.*, 1994; TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005). Além disso, Schenkman *et al.* (1990) propõem a identificação de diferentes fases que compõem a tarefa de levantar-se para garantir, assim, uma análise mais detalhada do movimento.

Tully, Fotoohabadi e Galea (2005) indicam que, antes da retirada dos glúteos do assento, o movimento do quadril é predominante ao movimento da coluna lombar, uma vez que o CM é levado à frente com uma proporção quadril – coluna lombar de 3:1. Sendo assim, a execução da tarefa de levantar-se pode ser dita como predominantemente pelo quadril. Uma vez que a estratégia adotada pelo indivíduo, seja de transferir o CM à frente invertendo a proporção quadril – coluna, pode-se afirmar que a estratégia adotada para a execução do movimento é predominantemente pela coluna lombar.

A cinemática e a cinética dos membros inferiores durante o movimento de levantar-se de uma posição sentada são amplamente investigadas (SCHENKMAN; BERGER; RILEY, 1990; MATHIYAKOM *et al.*, 2005; ETNYRE; THOMAS, 2007; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007), assim como a análise da atividade eletromiográfica (KHEMLANI; CARR; CROSBIE, 1999; YAMADA; DEMURA, 2007; SAVELBERG *et al.*, 2007). Entretanto, a análise sagital do movimento do tronco é avaliada considerando sua relação com uma referência externa (plano horizontal ou vertical), desconsiderando suas curvaturas, o que impossibilita uma análise detalhada da contribuição da coluna lombar (ALEXANDER; SCHULTZ; WARWICK, 1991; TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005). Poucos modelos têm delineado as curvaturas da

coluna vertebral e, assim, considerando-a um corpo rígido, definido por uma linha reta unida por marcadores na primeira vértebra torácica e primeira sacral (PARK *et al.*, 2003), ou ombro e trocânter maior (JENG; SCHENKMAN; RILEY, 1990; YU *et al.*, 2000; TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005; FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010). Ainda, a partir dos estudos de Goulart e Valls-Solé (1999); Dehail *et al.* (2007) e Kim *et al.* (2011), pode-se observar que a atividade eletromiográfica da coluna lombar é avaliada a partir de uma visão geral, dificultando assim, a avaliação da contribuição individual de cada músculo dessa região. Além disso, sabendo da importante relação existente entre a coluna lombar e a musculatura abdominal (SHUM; CROSBIE; LEE, 2007), diferentes estratégias musculares - como com contração da musculatura abdominal e sem contração da musculatura abdominal - podem também influenciar na execução do gesto.

A falta de exploração dos detalhes da contribuição da coluna lombar ao levantar-se é surpreendente, uma vez que compreender os efeitos das cargas é importante para determinar as forças geradas nos tecidos e, em torno disso, estabelecer o mecanismo potencial dos danos na coluna vertebral (PATWARDHAN *et al.*, 1999; TULLY; WAGH; GALEA, 2002; MEAKIN *et al.*, 2008; FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010). A concepção dos efeitos dessas forças é de grande importância para os profissionais envolvidos com a reabilitação de gestos motores. Conhecer as consequências dessas forças possibilita esses profissionais a prevenir e tratar possíveis lesões nas estruturas da coluna vertebral de seus pacientes durante a realização de programas de atividades motoras.

A avaliação das forças internas impostas à coluna vertebral pode ser medida por procedimentos analíticos indiretos. Esses procedimentos estimam as forças musculares por meio de equações analíticas e do conhecimento das variáveis cinéticas, cinemáticas externas do movimento e parâmetros antropométricos, recebendo o nome de solução inversa ou dinâmica inversa.

O Biomec - Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento da Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) vem trabalhando há anos em uma linha de pesquisa que utiliza a dinâmica inversa para avaliação das forças internas da coluna vertebral. O grupo utiliza um macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D) com modelo de distribuição baseado em uma técnica de redução, o qual divide a coluna vertebral em três segmentos móveis (tronco superior, médio e inferior) (LA TORRE, 2009).

O MM3D pode estimar as forças internas da coluna vertebral durante diversas atividades físicas e/ou esportivas, atividades laborais ou mesmo durante as atividades de vida diária (AVDs). Entre as várias tarefas, a de levantar-se de uma posição sentada é uma das AVDs

analisadas para a determinação das forças musculares da coluna lombar. Examinando o banco de dados do Biomec (dados não publicados), obteve-se o resultado estimado pelo MM3D durante a comparação entre duas estratégias de levantar-se de uma posição sentada, sendo elas realizadas pelo movimento predominantemente do quadril e pelo movimento predominantemente da coluna lombar.

A fim de avaliar o grau de esforço muscular exigido pela musculatura extensora durante diferentes contribuições da coluna lombar, o MM3D pode ser utilizado a fim de estimar a força muscular resultante da coluna lombar. O resultado dessa estimativa, do ponto de vista mecânico, caracterizou um maior esforço gerado na musculatura extensora da coluna lombar quando a tarefa foi realizada predominantemente pelo movimento do quadril. Além disso, o MM3D, para estimar a força muscular resultante da musculatura extensora, considera o efeito líquido da cocontração muscular (extensores e flexores da coluna), não sendo capaz de ponderar a contribuição isolada da musculatura abdominal durante a atividade.

Sabendo que a atividade excessiva da musculatura extensora da coluna e a fraqueza dos músculos abdominais podem conduzir a um aumento da lordose lombar e, assim, o aparecimento de dor (SHUM; CROSBIE; LEE, 2007), torna-se fundamental a investigação da contribuição da musculatura abdominal com o propósito de conservação da curvatura lombar, uma vez que o MM3D, do ponto de vista mecânico, não proporciona essa análise. Além disso, considerando que o MM3D apresentou um resultado de força muscular resultante maior durante a tarefa de levantar-se, realizada predominantemente pelo quadril, e que esta é a indicada pela literatura justamente por reduzir a força muscular dos paravertebrais (TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005), faz-se necessário, por meio de outro parâmetro de medida, a avaliação do esforço muscular gerado na coluna lombar e também verificar se há relação entre os diferentes parâmetros, partindo do critério de mínimo esforço, já que movimentos ditos ótimos são realizados com menor esforço (KUZELICKI *et al.*, 2005).

O grau de esforço muscular pode ser avaliado por vários meios, como por exemplo, a escala *Rating of Perceived Exertion* (RPE) de Borg e pela eletromiografia (EMG). A escala RPE de Borg possibilita a avaliação do esforço por meio de uma medida subjetiva de esforço percebido, sendo que o grau de força e tensão vivenciado durante um movimento é estimado de acordo com um método classificatório específico (BORG, 2000). Já a EMG proporciona o nível de atividade elétrica muscular, sendo que essa atividade é determinada pela variação fisiológica no estado da membrana das fibras musculares durante a realização de um movimento. Sabe-se que há relação de proporcionalidade entre a magnitude do sinal eletromiográfico e o nível de tensão muscular e, embora não seja possível estimar a força

muscular a partir do sinal eletromiográfico, pode-se classificar qual tarefa demanda maior esforço (LAGALLY *et al.*, 2002; DUNCAN; AL-NAKEEB; SCURR, 2006).

Considerando assim estas três formas de avaliar o esforço muscular (MM3D que estima a força muscular; EMG que avalia a atividade elétrica dos músculos monitorados; e a escala RPE de Borg que avalia a percepção subjetiva de esforço) durante a tarefa de levantar-se de uma posição sentada, surge o problema desta pesquisa:

- Há relação entre o comportamento do esforço avaliado a partir de informações mecânicas (MM3D) e o comportamento do esforço muscular obtido a partir de informações eletromiográficas e de percepção de esforço subjetivo durante diferentes estratégias cinemáticas e musculares de levantar-se de uma posição sentada?

Dessa forma, o objetivo geral foi:

- Avaliar a relação entre a resposta do esforço estimado pelo MM3D, a resposta do esforço obtido pela atividade eletromiográfica da musculatura extensora e flexora da coluna lombar e extensora do quadril, e a percepção subjetiva de esforço durante diferentes estratégias cinemáticas e musculares de realizar a tarefa de levantar-se de uma posição sentada.

Os objetivos específicos foram:

- Verificar se há correlação entre a resposta mecânica de força muscular resultante do tronco inferior, estimada pelo MM3D, e a atividade eletromiográfica dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar durante cada uma das seguintes estratégias cinemáticas e musculares de realizar a tarefa de levantar-se (1) predominantemente pela coluna sem contração da musculatura abdominal, (2) predominantemente pela coluna com contração da musculatura abdominal, (3) predominantemente pelo quadril sem contração da musculatura abdominal e (4) predominantemente pelo quadril com contração da musculatura abdominal.

- Comparar a resposta mecânica de força muscular resultante do tronco inferior, estimada pelo MM3D, com a percepção subjetiva de esforço durante cada uma das seguintes estratégias cinemáticas e musculares de realizar a tarefa de levantar-se (1) predominantemente pela coluna sem contração da musculatura abdominal, (2) predominantemente pela coluna com contração



da musculatura abdominal, (3) predominantemente pelo quadril sem contração da musculatura abdominal e (4) predominantemente pelo quadril com contração da musculatura abdominal.

- Comparar a atividade elétrica, dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar e oblíquo interno, glúteo máximo e reto femoral, verificada pela EMG de superfície, em cada uma das duas fases do movimento, entre as diferentes estratégias cinemáticas e musculares de realizar a tarefa de levantar-se: (1) predominantemente pela coluna sem contração da musculatura abdominal, (2) predominantemente pela coluna com contração da musculatura abdominal, (3) predominantemente pelo quadril sem contração da musculatura abdominal e (4) predominantemente pelo quadril com contração da musculatura abdominal.

- Comparar a atividade elétrica, dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar e oblíquo interno, glúteo máximo e reto femoral, verificada pela EMG de superfície, entre as duas fases do movimento para cada uma das quatro estratégias.

- Comparar a percepção subjetiva de esforço da região lombar, verificada pela escala RPE de Borg (1) entre as duas diferentes estratégias cinemáticas sem a contração da musculatura abdominal e (2) entre as duas diferentes estratégias cinemáticas com a contração da musculatura abdominal.

- Comparar o percentual de cocontração entre músculos iliocostal e o oblíquo interno, entre os músculos longuíssimo e o oblíquo interno, entre os músculos multífido e o oblíquo interno e entre os músculos glúteo máximo e o reto femoral (1) entre as duas diferentes estratégias cinemáticas sem a contração da musculatura abdominal, (2) entre as duas diferentes estratégias cinemáticas com a contração da musculatura abdominal, (3) entre as duas diferentes estratégias musculares com o movimento predominantemente pela coluna e (4) entre as duas diferentes estratégias musculares com o movimento predominantemente pelo quadril, em cada uma das duas fases do movimento.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão de literatura aborda os seguintes tópicos: (1) Eletromiografia, (2) Metodologia biomecânica para estudo das forças internas, (3) Percepção subjetiva de esforço e (4) Movimento de passar de sentado para em pé.

### 2.1 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia (EMG) de superfície é um sinal interferencial, o qual resulta do somatório dos potenciais de ação das unidades motoras ativadas referentes às fibras musculares monitoradas, e é definida como o estudo da função muscular (NIGG; HERZOG, 2005). A EMG tem sido muito utilizada para estudar o movimento humano, pelo simples fato de seu fácil acesso a processos fisiológicos capazes de originar o movimento. Designa-se EMG cinesiológica, a captação de sinais elétricos musculares durante a realização de determinada tarefa com o intuito de interpretar o movimento, ou seja, estuda a função e a coordenação muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1997; APARICIO, 2005).

O sistema de EMG é um método de aquisição de dados amplamente utilizado na biomecânica. Entretanto, a magnitude do sinal eletromiográfico é afetada por inúmeros fatores, tais como a estrutura do eletrodo, a sua localização na superfície da pele sobre o músculo, o tamanho dos eletrodos, o espaço entre eles e sua fixação sobre a pele (KLEISSEN *et al.*, 1998; KONRAD, 2005). Além disso, a hidratação da pele e a quantidade de tecido adiposo subcutâneo também podem afetar o sinal (KELLY *et al.*, 1996; KLEISSEN *et al.*, 1998; MERLETTI *et al.*, 1999; APARICIO, 2005). Somado a tudo isso, o sinal pode ser influenciado pelas características anatômicas e fisiológicas das fibras musculares, pelo controle do sistema nervoso periférico de cada indivíduo, pelas técnicas de mensuração e condições experimentais na coleta e pelo processamento do sinal (KLEISSEN *et al.*, 1998; ARAÚJO; DUARTE; AMADIO, BAUMANN, 2000). A existência desses parâmetros (que afetam a magnitude do sinal eletromiográfico) faz com que a EMG deixe de ser somente um instrumento de medida quantitativo, mas também uma possível ferramenta de representação do controle do sistema musculoesquelético pelo sistema nervoso (KELLY *et al.*, 1996; KLEISSEN *et al.*, 1998).

A fim de que a contração muscular ocorra, uma série de fenômenos químicos, elétricos e mecânicos são necessários. Os motoneurônios alfa, localizados na medula espinhal, são células nervosas que possuem um longo axônio que corre até o músculo esquelético. Ao chegar

no músculo, cada axônio ramifica-se e conecta-se à junção neuromuscular (placa motora). Cada motoneurônio alfa pode simultaneamente inervar um grupo de fibras musculares, essa estrutura de motoneurônio associada à fibra muscular é chamada de unidade motora (KLEISSEN *et al.*, 1998; GUYTON; HALL, 2006).

Quando o sistema nervoso central ativa uma unidade motora, um impulso elétrico é transmitido através do axônio e chega nas placas motoras das fibras musculares. Ao chegar o estímulo, neurotransmissores são liberados e um impulso elétrico propaga-se ao longo das fibras musculares em ambas as direções até as extremidades. Essa despolarização simultânea das fibras na unidade motora será captada pelo eletrodo mais próximo. O sinal observado nesse eletrodo é chamado de potencial de ação da unidade motora (KLEISSEN *et al.*, 1998; GUYTON; HALL, 2006).

Um único potencial de ação deflagra o fenômeno de contração muscular em várias fibras musculares ao mesmo tempo. É relevante ressaltar de que a EMG de superfície não identifica um único potencial isolado, mas sim uma série deles. Desse modo, os eletrodos de superfície captam o somatório de potenciais de ação musculares ocorridos em um determinado tempo (KLEISSEN *et al.*, 1998).

Muitos trabalhos demonstram a possibilidade de verificar a atividade elétrica dos músculos do tronco com o uso de eletrodos de superfície (DOLAN; ADAMS, 1993; GOULART; SOLÉ, 1999; ARJMAND E SHIRAZI-ADL, 2006; DEHAIL *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2011). A EMG de superfície é bem indicada quando o objetivo é estudar estratégias motoras, uma vez que o sinal capturado pode ser considerado representativo da atividade total do músculo, pois registra o somatório da atividade elétrica de todas as fibras musculares utilizadas durante o gesto motor (KLEISSEN *et al.*, 1998; KONRAD, 2005). Logo, os autores concordam que a EMG é uma apropriada maneira de obter uma descrição válida do padrão de coordenação muscular e o controle do movimento (KLEISSEN *et al.*, 1998; PRILUTSKY, 2000).

As principais vantagens dos eletrodos de superfície são que não geram dor e são de fácil colocação (APARICIO, 2005). Contudo, quando realizamos a EMG de superfície deve ser considerada a interferência de ruídos que modificam o registro da ativação elétrica do músculo. Outro aspecto importante a ser considerado na influência desse sinal é o *crosstalk*, que é uma variável intrínseca da técnica de EMG e refere-se ao risco de se captar sinal de outros músculos próximos ao analisado (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985), sendo um importante limitador na interpretação do sinal EMG. Apesar de o *crosstalk* ser onipresente no sinal da EMG de superfície, um apropriado tamanho de eletrodo, distância entre esses eletrodos, cuidadosa

localização sobre o ventre muscular (entre a zona de inervação e a junção miotendínea), associados ao cuidado com uma baixa impedância da pele e a utilização de eletrodos na configuração bipolar podem auxiliar na redução da influência dessa variável (DE LUCA, 1997; MERLETTI, 1999; APARICIO, 2005; HUG, 2010).

Tendo como foco o movimento humano, que é a abordagem do presente estudo, a interpretação dos fenômenos elétricos musculares que geram a contração muscular e a forma como o sistema nervoso controla esses músculos, durante diferentes tarefas, é de fundamental importância para o entendimento do padrão do movimento humano durante uma atividade motora. A EMG de superfície proporciona esses dados e, assim, disponibiliza a análise em qualquer instante do movimento, possibilitando a verificação do tempo de ativação dos músculos, o padrão de atividade muscular (quando os músculos iniciam e terminam sua ativação) e em qual momento há o pico máximo durante determinada atividade (DE LUCA, 1997; APARICIO, 2005).

A EMG de superfície possibilita a análise da função muscular durante movimentos ocupacionais, laborais, esportivos e de reabilitação demonstrando descrições adequadas do controle motor, estabelecendo oportunas modificações para que o gesto seja mais correto garantindo uma maior efetividade e uma diminuição na possibilidade de lesão (LEE *et al.*, 2004; APARICIO, 2005). Além disso, sua utilização proporciona estudos sobre contração isométrica, coordenação e sincronização dos movimentos, a relação com a força muscular, estudos sobre a estratégia de movimento e a avaliação do grau de esforço muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1997; KLEISSEN *et al.*, 1998; PRILUTSKY, 2000; KONRAD, 2005). Outros estudos também fazem uso da EMG de superfície para construção de modelos que visam estimar as cargas na coluna vertebral e também procurando compreender em quais situações as estruturas vertebrais sofrem maior estresse (DAVIS; MARRAS; WATERS, 1998; GAGNON; LARIVIÈRE; LOISEL, 2001; KINGMA *et al.*, 2001). Para determinar tudo isso, necessita-se combinar a EMG de superfície com alguns sistemas de forma sincronizada com o registro da atividade muscular, como, por exemplo, como sistemas de vídeo (KLEISSEN *et al.*, 1998; APARICIO, 2005).

### **2.1.1 Relação entre Eletromiografia e Força Muscular**

Em estudos biomecânicos, o sinal EMG é utilizado basicamente como: indicador da ativação muscular, índice do processo de fadiga muscular e sua relação com a força produzida

pelo músculo (DE LUCA, 1997). Existe grande interesse em avaliar a relação entre o sinal EMG e a força muscular desenvolvida, relação que permite compreender a organização e o controle dos movimentos (APARICIO, 2005).

A atividade EMG é uma condição preliminar para qualquer desenvolvimento de força e pode-se esperar uma estreita relação entre ambas as medidas (KONRAD, 2005). Um aspecto frustrante ou atraente, dependendo da perspectiva, é que a amplitude do sinal EMG é qualitativamente relacionada à força muscular, mas uma relação quantitativa é complicada. Logo, se o interesse é saber se um músculo gera mais força durante uma tarefa substancialmente diferente, é possível responder essa questão qualitativamente pela análise do sinal EMG. Entretanto, se o interesse é saber quanto de força varia entre as duas tarefas, é impossível responder, com precisão, quantitativamente essa questão (DE LUCA, 1997).

Sabe-se que a força exercida pelo músculo depende do grau de atividade da unidade motora, mudando com o número de unidades motoras ativas e a frequência de disparo dos potenciais de ação (DE LUCA, 1997; MERLETTI, *et al.*, 2010). Ambas as respostas dão origem a um sinal EMG mais intenso, mas os valores obtidos na EMG nem sempre são diretamente proporcionais à força muscular, de modo que, unicamente, proporcionam a ideia do esforço muscular gerado durante determinada tarefa (APARICIO, 2005).

Muitos fatores afetam a relação entre o sinal EMG e a força. O efeito de alguns desses fatores pode ser neutralizado nas condições em que os eletrodos não se movem e a relativa distância entre os eletrodos e as fibras musculares permaneçam fixas, ou seja, em contrações isométricas. Por esta razão, a contração isométrica é a mais estudada, apesar de não ser a mais interessante, já que as contrações dinâmicas são as mais utilizadas na interação com o ambiente (DE LUCA, 1997).

As modificações fisiológicas, mecânicas e anatômicas que ocorrem durante as contrações dinâmicas, afetam substancialmente a relação entre amplitude do sinal EMG e força muscular. Segundo De Luca (1997), essa relação não é linear basicamente por duas razões:

- 1) O número de potenciais de ação das unidades motoras detectados pelo eletrodo é menor que o número de unidades motoras ativas no músculo. Considerando que o eletrodo apenas detecta um décimo das unidades motoras ativas, e uma nova unidade motora é ativada no volume de detecção do eletrodo, a energia do sinal EMG será aumentada, em média, por uma unidade e a força gerada no músculo por um décimo de unidade. Logo, o aumento relativo do sinal EMG será maior que o correspondente aumento de força. Por outro lado, se novas unidades motoras recrutadas estiverem localizadas distante do eletrodo, então a força aumentará enquanto que a amplitude do sinal EMG não.

2) Quando a produção de força muscular aumenta além do nível do recrutamento de novas unidades motoras, a frequência de disparo das unidades motoras recrutadas aumentará mas a contribuição da força da unidade motora saturará. Cada potencial da ação da unidade motora continuará fornecendo energia ao sinal EMG, enquanto que a contribuição da força (saturada) permanecerá próxima a um valor constante. Essa relação não linear causa o aumento da amplitude do sinal EMG mais que da força produzida.

Para estudos biomecânicos, o tempo de duração da força é um parâmetro relevante. Assim, é necessário considerar o atraso existente entre ativação muscular detectada como sinal EMG e ativação muscular determinada como geração de força muscular. O atraso entre o sinal EMG e a força é uma variável dependente do tipo de fibra que compõe o músculo, a frequência de disparo dos potenciais de ação e das propriedades viscoelásticas do músculo e tendão. Logo, um músculo constituído com um percentual maior de fibras rápidas, teria um tempo de atraso menor entre o sinal EMG e a força. (DE LUCA, 1997; PRILUTSKY, 2000).

Para organizar essa defasagem temporal dos dados, a literatura propõe a utilização da correlação cruzada como alternativa (FARINA; MERLETTI, 2000; PRILUTSKY, 2000; FERREIRA; GUIMARÃES; SILVA, 2010). Os estatísticos chamam esse tipo de relação de causalidade estatística de Granger, o estatístico que formalizou esse fenômeno na literatura especializada. No entanto, este tipo de causalidade é apenas uma maneira de dizer que um fenômeno parece anteceder outro (SAMOHYL, 2012).

A partir desse pequeno delineamento dos processos que envolvem a relação entre o sinal EMG e a força muscular, observa-se que não existe uma forma simples de descrever essa relação (DE LUCA, 1997), mas que o sinal EMG pode ser um válido indicador do nível de ativação muscular, e que certa conexão pode existir entre a magnitude do sinal EMG e a força muscular exercida (PRILUTSKY, 2000). A partir disso, alguns estudos que analisaram gestos como caminhada, corrida e levantamento de carga encontraram padrões de força qualitativamente parecidos aos padrões da EMG (PRILUTSKY; GREGOR; RYAN, 1998; FUJITA *et al.*, 2011).

### **2.1.2 Eletromiografia na perspectiva de uma tarefa motora**

Para compreender os mecanismos que o sistema nervoso central utiliza para executar uma determinada atividade, tradicionalmente utiliza-se a EMG (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). A partir da atividade elétrica muscular uma análise do movimento pode ser realizada a fim de entender melhor as estratégias do sistema nervoso central utilizadas para atingir um

determinado objetivo. Assim, essa técnica possibilita identificar os músculos que participam efetivamente da tarefa, quais desses músculos contribuem mais para a realização do gesto e ainda determinar o nível de esforço muscular exigido. Logo, isso justifica a utilização da EMG como uma ferramenta para a análise da ação muscular e do padrão de coordenação muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; KLEISSEN *et al.*, 1998; APARICIO, 2005).

Coordenação muscular é definida como uma distribuição da ativação muscular ou força muscular entre os músculos envolvidos para produzir uma determinada combinação de torques. Outra descrição válida da coordenação de movimento é a interação dinâmica entre os segmentos corporais, e como eles são afetados por músculos uni e bi articulares. O número de músculos esqueléticos no corpo humano excede o número de graus de liberdade nas articulações. Em consequência disso, uma dada combinação de torques articulares podem ser produzidos usando inúmeras estratégias de ativação muscular (PRILUTSKY, 2000). Assim, as interações entre o sistema nervoso central e o sistema musculoesquelético são complexas e muitas sequências diferentes de ativação e combinações musculares podem ser utilizadas para executar um movimento específico (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Após diversas execuções de um determinado movimento, a coordenação muscular converge para características estereotipadas criando estratégias de movimento (PRILUTSKY, 2000). Independente da estratégia de movimento escolhida pelo sistema nervoso central, é necessária uma coordenação dos músculos para realizar tal movimento (PRILUTSKY, 2000). Quando um determinado movimento é realizado com frequência, o sistema nervoso central pode fazer com que a estratégia de movimento escolhida torne-se mais econômica e, assim, ativada com um estímulo mínimo, sendo esse processo uma consequência do aprendizado (MINETTI, 2004). Está bem estabelecido que a aquisição de novas habilidades motoras tenda a utilizar elevados níveis de contração havendo uma estratégia de redução desses valores à medida que há um aprendizado e refinamento do movimento (LAY *et al.*, 2002).

Sabe-se da importância em conhecer a estratégia de movimento escolhida pelo sistema nervoso central para avaliar a relação da coordenação dos músculos entre si. A EMG é utilizada como marcador dessa estratégia motora durante a análise de diversas atividades esportivas, laborais e ocupacionais, entre elas a de levantar-se de uma posição sentada (APARICIO, 2005).

Apesar do fato de os indivíduos serem capazes de encontrar inconscientemente seu estilo de levantar-se, há muitos parâmetros que influenciam a maneira de como o corpo humano realiza essa tarefa e estes, por sua vez, não são fáceis de descobrir (BAJELAN; AZGHANI, 2011). A compreensão de estratégias neurais utilizadas pelo sistema nervoso central para executar a tarefa de levantar-se deve ser avaliada, e desta forma, podem-se estabelecer as

modificações oportunas para que o gesto seja mais correto, o que significa uma maior efetividade e uma diminuição na possibilidade de lesão (APARICIO, 2005). A aplicação dessas informações é relevante em diversas áreas de reabilitação (KONRAD, 2005).

Analisando a tarefa de levantar-se, observa-se que para atingir a posição em pé faz-se necessário a realização do movimento de extensão de ambas as articulações quadril e joelho. Nesse sentido, os músculos glúteo máximo e quadríceps são os que concentricamente contraídos, estendem os membros inferiores para o corpo alcançar a postura em pé. Entretanto, os músculos do abdômen e da coluna vertebral não participam diretamente do movimento, mas sabe-se que são de grande relevância, uma vez que o uso inadequado desses músculos oferece risco de lesão à coluna lombar, juntamente com aparecimento de lombalgia (BAJELAN; AZGHANI, 2011).

Reconhecendo a relação entre lesões na coluna e estabilidade (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996), bem como a relação entre estabilidade e cocontração (GARDNER – MORSE; STOKES, 1998), sugere-se que a cocontração pode reduzir o risco de lesão na coluna lombar pelo aumento da estabilidade espinhal (GRANATA; MARRAS, 2000). A cocontração é um fenômeno que se caracteriza pela contração concomitante de diferentes músculos (antagonistas) em torno de uma articulação (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985, WINTER, 2005). Esse parâmetro é outra forma de quantificar e interpretar os sinais EMG registrados (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Estudos demonstraram que a cocontração de flexores e extensores do tronco proporcionam uma adequada estabilidade à coluna lombar (GARDNER - MORSE; STOKES, 1998), permitindo-a resistir seguramente a excessivas cargas. Em contrapartida, a cocontração dos músculos do tronco influenciam, também, no aumento da carga compressiva na coluna lombar (GRANATA; MARRAS, 1995; GRANATA; MARRAS, 2000). Assim, levando em consideração o custo - benefício da cocontração dessa musculatura, a estabilidade deve aumentar mais que o aumento da carga espinhal (GARDNER - MORSE; STOKES, 1998; McGill *et al.*, 2003; O’SULLIVAN, *et al.*, 2012).

A partir de uma análise biomecânica na qual a estabilidade foi quantificada, sugere-se que todos os músculos do tronco desempenham um importante papel na estabilização e devem trabalhar harmoniosamente a cumprir esse propósito (MCGILL *et al.*, 2003). A literatura sugere que para a maioria das atividades diárias, níveis modestos de cocontração do tronco (10 – 15% da capacidade abdominal máxima) podem ser suficientes para assegurar estabilidade na coluna com baixo ou moderado prejuízo de compressão lombar. (CHOLEWICKI, MCGILL, 1996;



VERA-GARCIA, *et al.*, 2007). Contudo, essa ativação pode variar de acordo com o contexto e a complexidade da tarefa realizada. (O'SULLIVAN, *et al.*, 2012).

No que diz respeito a estudos que verificaram a ativação eletromiográfica durante a tarefa de levantar-se de uma posição sentada, a maior parte concentra a atenção na análise dos músculos dos membros inferiores (KHEMLANI; CARR; CROSBIE, 1999; GOULART; VALLS-SOLÉ, 1999; DEHAIL *et al.*, 2007; SAVELBERG *et al.*, 2007), deixando em segundo plano a musculatura do tronco e sua importante relevância clínica.

Neste sentido, um estudo, que avalie a atividade eletromiográfica dos músculos extensores da coluna vertebral e a contribuição da cocontração dessa musculatura com os músculos abdominais, parece auxiliar na compreensão dessa lacuna. Além disso, o conhecimento do comportamento da ativação da musculatura do tronco ao longo da tarefa de levantar-se de uma posição sentada será útil não somente para uma descrição cinesiológica mais precisa do movimento, como também para aperfeiçoar modelos biomecânicos que procuram ser representativos da coluna na execução desta tarefa.

## 2.2 METODOLOGIA BIOMECÂNICA PARA ESTUDO DAS FORÇAS INTERNAS

A biomecânica pode ser dividida em interna e externa, tendo como objeto de estudo a análise física dos sistemas biológicos, conseqüentemente, a análise dos movimentos do corpo humano. De uma maneira geral, a biomecânica preocupa-se com a construção de princípios do corpo humano com relação a sua estrutura e função, sendo que estas relações são determinadas por fatores genéticos e pela interação entre forças mecânicas e o corpo humano (AMADIO, BAUMANN, 2000).

Com respeito à análise e investigação do movimento humano, a biomecânica interna se preocupa com as forças internas, ou seja, forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Essas forças internas estão intimamente relacionadas com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas exercidas pelo aparelho locomotor. Essas cargas são representadas pelo estresse que é o estímulo mecânico necessário para o desenvolvimento e crescimento das estruturas do corpo e o esforço gerado nessas estruturas biológicas para a realização do movimento (AMADIO; BAUMANN, 2000). Por outro lado, a biomecânica externa estuda as forças que atuam externamente no corpo humano, como por exemplo: a força gravitacional, força de reação do solo e força de contato, que são, ao contrário das forças internas, variáveis normalmente observáveis diretamente.

O estudo biomecânico do movimento utiliza métodos específicos para abordar as diversas formas de movimento, que são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (AMADIO; BAUMANN, 2000; WINTER, 2005). Utilizando-se desses métodos específicos, a biomecânica descreve e modela matematicamente o movimento humano, permitindo uma maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento.

Existem duas diferentes formas de quantificar as cargas impostas às articulações do corpo humano: a mensuração direta e mensuração indireta.

Segundo Winter (2005), há grande dificuldade na determinação de forças internas pelo método direto devido à necessidade de introdução cirúrgica de transdutores de força no corpo humano. Dessa forma, são relatados poucos experimentos dessa natureza, principalmente no que diz respeito a estudos invasivos que quantificam as forças internas na coluna vertebral, gerando assim necessidade do desenvolvimento de alternativas indiretas para o cálculo das forças internas (ROHLMANN *et al.*, 2008).

O procedimento analítico indireto soluciona o problema da impossibilidade da mensuração direta por meio de equações analíticas e do conhecimento das variáveis cinéticas, cinemáticas externas do movimento e parâmetros antropométricos, recebendo o nome de solução inversa ou dinâmica inversa (LOSS *et al.*, 2002; WINTER, 2005; RIBEIRO, 2006). Entretanto, a solução por meio da técnica da dinâmica inversa fornece resultados líquidos de força e momento proximais resultantes, os quais englobam efeitos tanto das forças e momentos musculares quanto articulares, não possibilitando discriminar quanto de força cada músculo gera durante a execução de um gesto, uma vez que esta situação corresponde a um problema indeterminado, no qual o número de incógnitas excede o número de equações disponíveis (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). Assim, com objetivo de solucionar essa indeterminação e distribuir as forças de reação e momentos proximais líquidos, segundo Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), na literatura são reportados vários macromodelos biomecânicos, os quais são constituídos de duas partes: (1) modelos de segmentos conectados (LSM) associados à técnica da dinâmica inversa, usados para calcular as forças de reação e momentos proximais líquidos na articulação de interesse e (2) modelos de distribuição, os quais separam as forças de reação e momentos proximais líquidos entre os componentes musculares, discos e ligamentos.

Os modelos de distribuição podem ser baseados em diversos critérios, tais como técnicas de otimização (HUGHES, 2000), modelos EMG (MARRAS; GRANATTA, 1997), modelos híbridos que associam técnicas de otimização e EMG (GAGNON; LARIVIÈRE; LOISEL,

2001), modelos baseados na técnica de elementos finitos (ROHLMANN *et al.*, 2006) e modelos que associam técnicas de otimização e elementos finitos (EZQUERRO *et al.*, 2004).

Na década de 40 do século XX, surgiram os primeiros modelos que tentaram simular posturas e atividades para estimar as cargas que agem na coluna lombar por meio de medidas indiretas (WILKE *et al.*, 2001), dentre os quais, na sua maioria, consideram a coluna como um segmento rígido, com uma única articulação. Assim, dependendo da atividade em questão, esses modelos simplificados podem fornecer excelentes ideias do que estaria ocorrendo internamente na coluna vertebral. Não obstante, esses modelos distanciam-se da realidade anatômica funcional da coluna vertebral, que é constituída por vários segmentos articulados e uma complexa anatomia tecidual.

### **2.2.1 Macromodelo Biomecânico Tridimensional**

La Torre (2009) elaborou um macromodelo biomecânico tridimensional (3D) que é composto por um modelo de segmentos articulados associado à solução inversa e um modelo de distribuição, o qual divide a coluna vertebral em três segmentos móveis: tronco superior, médio e inferior. O tronco superior é referente ao nível da sétima vértebra cervical (C7) até o processo xifóide ao nível de oitava vértebra torácica (T8), o tronco médio é referente ao processo xifóide (nível T8) até a cicatriz umbilical ao nível da segunda vértebra lombar (L2) e o tronco inferior é referente à cicatriz umbilical até o plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior no nível do primeiro segmento sacral (S1).

Esse macromodelo originalmente possibilitou estimar as forças internas musculares e articulares nos três segmentos da coluna vertebral durante a realização de diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo. Em seguida, diversas atividades físicas e/ou esportivas, e até mesmo durante AVDs foram também avaliadas pelo macromodelo, entre elas a tarefa de levantar-se de uma posição sentada (MERODE, 2010; ROTHMANN, 2011). Assim, a comparação entre diferentes estratégias de levantar-se de uma posição sentada pode ser avaliada em relação ao grau de esforço muscular exigido da musculatura extensora da coluna vertebral partindo de um ponto de vista mecânico.

### **2.3 PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO**

Força, esforço, fadiga e dor são subjetivamente percebidos, mas de difícil mensuração em condições dinâmicas. Por essa razão, algumas escalas têm sido desenvolvidas para

proporcionar meios de quantificar essas percepções. A escala de Borg é uma das mais comumente utilizadas (MERLETTI, *et al.*, 2010).

O conceito de esforço percebido foi introduzido no final da década de 1950 juntamente com métodos para medir o esforço percebido em geral e, logo, surgiram vários estudos científicos e aplicações clínicas relacionadas ao esporte e à ergonomia (BORG, 2000). Robertson e Noble (1997) definiram percepção de esforço como a intensidade subjetiva de esforço, tensão, desconforto e/ou fadiga que é sentido ou experimentado durante o exercício de força e exercício aeróbico, e para Borg (2000), esforço percebido é a sensação de quão pesada e extenuante é uma tarefa.

Os índices de esforço percebido podem ser obtidos por vários meios, como por exemplo, a escala *Rating of Perceived Exertion* (RPE) de Borg. Uma medida de esforço percebido é o grau de peso e tensão vivenciados durante o trabalho físico e estimado de acordo com um método classificatório específico, como a escala RPE de Borg (BORG, 2000).

A escala RPE de Borg foi desenvolvida para possibilitar estimativas confiáveis e válidas. A escala também foi construída de modo que certas funções psicofísicas possam ser avaliadas de acordo com a suposição básica de que a tensão fisiológica cresce linearmente com a intensidade do exercício e que a percepção deve acompanhar o mesmo aumento linear. Essa suposição dá à escala uma propriedade métrica e torna fácil sua utilização, além da fácil comparação dos valores RPE com mensurações fisiológicas. Dessa forma, foi proposta uma escala que associa a sensação de esforço durante exercícios físicos com valores referentes à variação da frequência cardíaca (60 a 200 batimentos por minuto) em 15 níveis (6 a 20) conhecida por escala RPE de Borg (BORG, 2000).

A tensão muscular é um forte indicador para a percepção de esforço (PURVES *et al.*, 2008). Nesse sentido, Troiano *et al.* (2008) identificaram uma boa correlação entre a força percebida por meio da escala de Borg, e a amplitude do sinal EMG de superfície. Outros fatores como depleção de substratos energéticos, custo metabólico e a sensação geral dos músculos também são importantes nessa percepção localizada (ROBERTSON; NOBLE, 1997).

Atualmente, a escala RPE de Borg é amplamente utilizada para qualificar os níveis de percepção de esforço e é de uso comum nos testes de exercícios, treinamentos e na reabilitação. Sua aplicação ocorre em pacientes ou em indivíduos saudáveis, desde a determinação e monitoramento do nível de intensidade do treino de um atleta, até na comparação de esforço e dificuldade de uma AVD (BORG, 2000).

Sendo assim, a escala RPE de Borg pode auxiliar na avaliação do esforço percebido durante uma AVD realizada em distintas estratégias, e posteriormente na comparação de qual dessas formas exige menos esforço das estruturas corporais para ser realizada.

#### 2.4 O MOVIMENTO DE PASSAR DE SENTADO PARA EM PÉ

O levantar-se de uma posição sentada é uma tarefa simples para muitas pessoas. A habilidade de elevar-se sozinho é um dos mais fundamentais movimentos entre as atividades normais de vida diária e é um essencial precursor para a caminhada tendo no mínimo, uma magnitude igual de importância (ETNYRE; THOMAS, 2007).

Estudar a transferência de sentado para em pé é a chave para o entendimento de como o sistema nervoso retoma o equilíbrio quando o centro de massa corporal vai até os limites da estabilidade em aceleração de uma base maior para uma base menor. Essa transferência requer uma relação de um momento de impulso e estabilização. O impulso serve para iniciar o movimento de deslocamento do centro de massa corporal até a posição em pé. A estabilização serve para frear o movimento e manter o indivíduo em posição ortostática (HANKE; PAI; ROGERS, 1995; KUZELICKI *et al.*, 2005).

Vander Linden, Brunt e McCulloch (1994) definiram o levantar-se de uma posição sentada como um movimento de transição para a postura em pé modificando a posição do centro de massa corporal de uma posição estável para uma posição menos estável finalizando com extensão dos membros inferiores enquanto mantém o equilíbrio em uma pequena base de suporte.

Alguns fatores são determinantes para o sucesso da tarefa e afetam diretamente essa transferência uma vez que influenciam na realização do movimento. Como pode ser observado no Quadro 1, esses fatores determinantes do movimento são divididos em três grupos: relacionados à cadeira, ao sujeito e à estratégia (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002). Analisando o movimento de levantar-se de uma posição sentada, faz-se necessário o conhecimento básico dos fatores que influenciam na realização desse movimento. A influência desses fatores pode ser detectada utilizando mensurações específicas conduzidas por algumas técnicas de pesquisa como a plataforma de força, a análise de vídeo, goniômetros e acelerômetros (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002).

**Quadro 1** - Determinantes do movimento de sentado para em pé.

---

Cadeira	Indivíduo	Estratégia
Altura do assento	Idade	Velocidade
Apoio para os braços	Presença de doenças	Posição dos pés e joelhos
Apoio para as costas	Grau de força muscular	Movimento dos braços
Tipo especial de cadeira	Utilização de calçado	Fixação das articulações
		Restrição terminal no gesto
		Controle visual
		Atenção e treinamento
		Posição/movimento do tronco

Janssen; Bussmann; Stam (2002).

A partir da descrição dessas determinantes, pesquisas foram cruciais na identificação das fases que compõe a tarefa de levantar-se (Figura 1), assim como na marcha. A definição das quatro fases é provida por Schenkman *et al.* (1990):

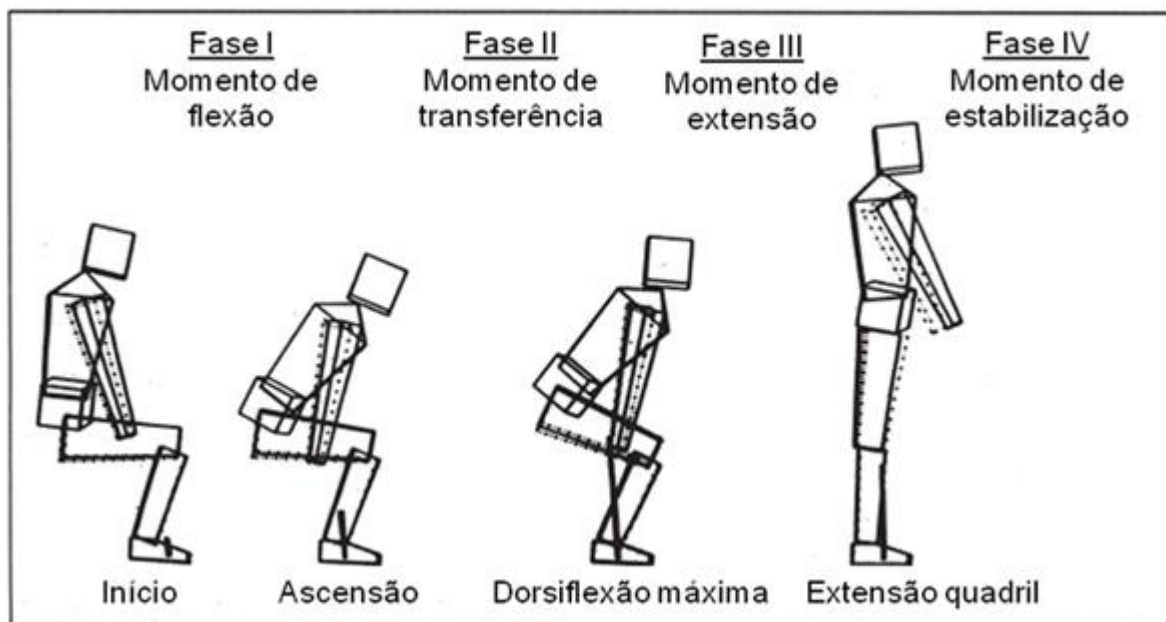
- Fase I (momento de flexão) inicia com o movimento e termina exatamente antes das nádegas saírem do assento da cadeira.

- Fase II (momento da transferência) inicia quando as nádegas são tiradas do assento e termina quando a dorsiflexão máxima do tornozelo é alcançada.

- Fase III (momento de extensão) inicia exatamente após a dorsiflexão máxima de tornozelo e termina quando os quadris e os joelhos começam a estender e a extensão do tronco.

- Fase IV (momento de estabilização) inicia após que a extensão de quadril é atingida e termina quando a estabilidade postural é alcançada na posição bípede.

**Figura 1** – Fases da tarefa de levantar-se.



Schenkman *et al.* (1990).

Um grande número de estudos tem elucidado as características desse movimento e demonstram que a cinemática básica do movimento de levantar-se de uma posição sentada inclui a flexão do tronco e quadril, levando o centro de massa corporal para frente, acompanhado de extensão bilateral das articulações dos membros inferiores e extensão de tronco pra levantar o centro de massa corporal na direção vertical (TULLY; FOTOOHABADI; GALEA, 2005; MANCKOUNDIA *et al.*, 2006; PAPA; CAPPOZZO, 2000).

A maior parte dos estudos concentra a atenção na cinemática dos membros inferiores durante a tarefa de levantar-se. Sendo assim, a aparente falta de preocupação por detalhes da contribuição da coluna durante o gesto é surpreendente, uma vez que durante a reabilitação de pacientes com condições neurológicas, por exemplo um acidente vascular encefálico, o alinhamento/movimento do tronco é considerado como tendo implicações para completar a tarefa com efetividade. O movimento de flexão da coluna como alternativa ao movimento de flexão do quadril para mover a massa corporal para frente na fase I é considerado um problema motor comum (CARR; SHEPHERD, 2003). Tully, Fotoohabadi e Galea (2005) indicam que ambos, o quadril e a coluna lombar, flexionam conjuntamente levando a massa corporal para frente na fase I, com a lombar contribuindo 1° para 3,1° flexão de quadril.

A abordagem utilizada para a avaliação da contribuição da coluna é considerando-a um corpo rígido, uma vez que o segmento tronco é definido por uma linha reta unindo marcadores na primeira vértebra torácica (T1) e primeira sacral (S1) (REISMAN; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002; PARK *et al.*, 2003), ou do ombro até o trocânter maior do fêmur (JENG; SCHENKMAN; RILEY, 1990; ALEXANDER; SCHULTZ; WARWICK, 1991; YU *et al.*, 2000). Schenkman

*et al.* (1990) incluíram um marcador na pelve e demonstraram que durante a inclinação para frente do tronco, sete dos nove indivíduos do estudo flexionaram o segmento tronco sobre a pelve com uma média de 16°, indicando alguns graus da flexão da coluna na fase I. Dessa forma, avalia-se a contribuição do segmento tronco partindo de uma referência externa (plano horizontal ou vertical), porém essa análise distancia-se da realidade anatômica funcional da coluna vertebral, que é constituída por vários segmentos articulados (TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005).

Para examinar a contribuição mais detalhada do tronco durante o movimento, por exemplo, o movimento da coluna lombar, é necessário incluir marcadores na coluna vertebral. Nikfekar *et al.* (2002) utilizaram um modelo que localizou marcadores ao longo da coluna nos níveis C7, T3, T6, T9, T12 e sacro, mas nenhum ângulo da coluna torácica e lombar foi calculado. Outros autores incluíram marcadores nos processos espinhosos de T1, T3, T10, T11, L1 e L5, para examinar a contribuição da coluna lombar durante a tarefa de passar de sentado para em pé.

Analisando estudos que avaliaram uma contribuição mais detalhada do tronco durante a atividade de levantar-se, a maioria concentra a atenção na comparação de diferentes faixas etárias e populações com e sem dor lombar (TULLY; WAGH; GALEA, 2002; TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007; FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010). Nesse sentido, um estudo que avalie a influência da coluna lombar comparando diferentes estratégias motoras, durante o levantar-se de uma posição sentada, pode contribuir para literatura e ajudar na avaliação e tratamento de pacientes com possível compensação na execução desse movimento.

### **3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS**

A metodologia elaborada a fim de concretizar os objetivos desse estudo abrange os seguintes tópicos: (1) definição operacional das variáveis, (2) método de abordagem, (3) amostra, (4) aspecto ético, (5) aquisição dos dados, (6) sincronização dos sistemas, (7) etapas da coleta, (8) procedimentos de coleta, (9) processamento dos dados e (10) procedimentos estatísticos.

#### **3.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS**



A tarefa de levantar-se requer a interação coordenada dos segmentos corporais conectados pra transportar efetivamente o centro de massa corporal na horizontal e em seguida na direção vertical pela extensão dos membros inferiores e tronco (TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005). Para a realização da tarefa os indivíduos foram instruídos a deslocar o centro de massa corporal utilizando duas estratégias cinemáticas e musculares diferentes. Assim, as variáveis independentes foram:

- Estratégia predominantemente pelo quadril sem contração abdominal: definida como deslocar o centro de massa corporal na direção horizontal por meio de uma predominante flexão do quadril, levando o tronco em direção à coxa e, em seguida, na direção vertical pela extensão dos membros inferiores e tronco. Estratégia executada sem a contração da musculatura abdominal ao longo de toda a tarefa.
- Estratégia predominantemente pelo quadril com contração abdominal: definida como deslocar o centro de massa corporal na direção horizontal por meio de uma predominante flexão do quadril, levando o tronco em direção à coxa e, em seguida, na direção vertical pela extensão dos membros inferiores e tronco. Estratégia executada com a contração da musculatura abdominal ao longo de toda a tarefa.
- Estratégia predominantemente pela coluna sem contração abdominal: definida como deslocar o centro de massa corporal na direção horizontal e vertical simultaneamente, por meio uma predominante extensão da coluna lombar e, em seguida, pela extensão dos membros inferiores. Estratégia executada sem a contração da musculatura abdominal ao longo de toda a tarefa.
- Estratégia predominantemente pela coluna com contração abdominal: definida como deslocar o centro de massa corporal na direção horizontal e vertical simultaneamente, por meio de uma predominante extensão da coluna lombar e, em seguida, pela extensão dos membros inferiores. Estratégia executada com a contração da musculatura abdominal ao longo de toda a tarefa.

As variáveis dependentes foram:

- Atividade eletromiográfica: representa o nível de atividade elétrica dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar e oblíquo interno, glúteo máximo e reto femoral, para assim inferir o grau de esforço muscular de um comportamento motor, uma vez que com o aumento da tensão muscular, o mesmo acontece com a intensidade do sinal decorrente da atividade muscular. Logo, havendo um aumento na magnitude e ou frequência de disparo das unidades motoras, há um aumento na intensidade da percepção de esforço físico (LAGALLY *et al.*, 2002; DUNCAN; AL-NAKEEB; SCURR, 2006). A ativação muscular foi obtida com eletrodos de superfície, normalizada pela contração voluntária máxima (CVM) e avaliada por meio do valor *Root Mean Square* (RMS).
- Força muscular resultante: força exercida pelos músculos extensores do tronco inferior, obtida pela associação da técnica de modelamento de segmentos articulados e um modelo de distribuição baseado em procedimentos de otimização (MM3D). O resultado da força muscular resultante foi retirado do banco de dados do grupo de pesquisa Biomec da Escola de Educação Física da UFRGS.
- Percepção subjetiva de esforço: percepção do próprio indivíduo em relação ao esforço muscular na coluna lombar. Esta variável foi avaliada pela escala *Rating of Perceived Exertion* (RPE) de Borg.

### 3.2 MÉTODO DE ABORDAGEM

Essa pesquisa caracteriza-se como *Ex Post Facto* no modelo comparativo e correlacional.

### 3.3 AMOSTRA

A amostra foi composta por vinte indivíduos do sexo feminino com idade média de 26,1 ( $\pm 4,9$ ) anos, massa corporal média de 55,1 ( $\pm 5,8$ ) kg, estatura média de 1,63 ( $\pm 0,06$ ) m, saudáveis e fisicamente ativas por pelo menos seis meses com frequência ininterrupta de duas vezes por semana. Entre as participantes que aceitaram participar do estudo foram excluídas aquelas que apresentaram presença de escoliose e dor na coluna vertebral e membros inferiores.

O número de indivíduos foi determinado a partir da análise de estudos semelhantes a esta pesquisa (GOULART; VALLS-SOLÉ, 1999; DEHAIL *et al.*, 2007).

### 3.4 ASPECTO ÉTICO

O presente projeto não apresentou procedimentos invasivos às participantes, e sua elaboração fundamentou-se nos preceitos dos principais documentos que estabelecem diretrizes para pesquisas que envolvem seres humanos.

Segue as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, a qual incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visa assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, às participantes da pesquisa e ao Estado.

Obteve-se, portanto, o consentimento do indivíduo (Apêndice A), e caso a participante se recusasse a participar da pesquisa em qualquer momento, seja qual fosse o motivo, sua vontade seria respeitada. Ficou resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFRGS sob o número 21784 (Apêndice B).

### 3.5 AQUISIÇÃO DOS DADOS

Para a aquisição dos dados antropométricos, cinemáticos, eletromiográficos e de percepção subjetiva de esforço foram utilizados os seguintes equipamentos, instrumentos e *softwares* com as suas determinadas especificações:

- Quatro eletromiógrafos (marca Miotec, modelo Miotool 400);
- Eletrodos de superfície (marca Kendall, Ag/AgCl com configuração bipolar e diâmetro de 30 mm);
- Uma câmera de vídeo (marca JVC, modelo GR-DVL 9800);
- Um holofote;
- Um tripé;
- Três computadores;
- Unidade de sincronismo para cada um dos sistemas de coleta eletromiográfica e do sistema de coleta da cinemetria;
- Um calibrador Tridimensional (marca *Peak Performance*®, modelo 5.3);

- Balança Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg;
- Estadiômetro;
- Marcadores reflexivos em formato de esfera com 15 a 20 mm de diâmetro;
- Um goniômetro;
- Um rolo de fita adesiva dupla-face;
- Uma cadeira com altura do assento regulável, sem encosto para a coluna vertebral nem para os membros superiores;
- Escala RPE de Borg;
- *Software* Miograph;
- *Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32);
- *Software* Dvideow – Digital Vídeo for Biomechanics;
- *Software* MATLAB® 7.0.

### 3.5.1 Dados Antropométricos

A massa corporal foi medida por meio de uma balança quando as participantes, trajando a roupa estabelecida para o estudo (biquíni), permaneceram em ortostase com o peso do seu corpo distribuído igualmente entre os pés mantendo a postura o mais estática possível. A estatura foi verificada com um estadiômetro com as participantes em ortostase mantendo a cabeça ereta.

### 3.5.2 Dados Eletromiográficos

A aquisição dos dados eletromiográficos durante as distintas estratégias de levantar foi realizada usando quatro eletromiógrafos da marca Miotec modelo Miotool 400 conectados a dois computadores por meio das portas USB. Cada equipamento possui quatro canais com taxa de amostragem de 2000 Hz por canal, conversor A/D de 14 Bits, alimentado por bateria recarregável. Os cabos conectados em cada um dos quatro canais foram do modelo SDS 500 com pré-amplificador com ganho de 100 que dispunham da possibilidade de regulagem da distância entre os eletrodos. O *software* Miograph 2.0 foi utilizado para a coleta e o armazenamento dos dados.

O sistema de eletromiografia utilizado para a aquisição da atividade elétrica muscular foi composto por dois eletromiógrafos conectados a um computador. Este trabalho utilizou dois sistemas de eletromiografia. Para cada um dos dois sistemas de eletromiografia foram usados

eletrodos de superfície posicionados bilateralmente sobre os músculos (SENIAM; SOUZA, BAKER, POWERS, 2001):

- Iliocostal da região lombar: localização e orientação de um dedo de largura medial da linha da espinha ilíaca pósterio superior ao ponto mais inferior da costela inferior, no nível de L2.
- Longuíssimo da região lombar: localização a dois dedos de largura lateral do processo espinhoso de L1, com orientação vertical dos eletrodos.
- Multífido da região lombar: localização e orientação dos eletrodos de 2 a 3 cm lateral ao processo espinhoso de L5, alinhado na direção entre o espaço interespinhoso de L1 e L2 e a espinha ilíaca pósterio superior.
- Oblíquo interno: ponto médio entre a espinha ilíaca ântero superior e a sínfise púbica, acima do ligamento inguinal, com a orientação em direção às fibras musculares.
- Glúteo máximo: localização é no ponto central da linha entre a vértebra sacral e o trocanter maior do fêmur, coincidindo com a região de maior proeminência no centro do glúteo, com a orientação na direção da linha entre a espinha ilíaca pósterio-superior até o centro da face posterior da coxa.
- Reto femoral: localização e orientação no centro da linha entre a espinha ilíaca ântero superior e a parte superior da patela.

Foram utilizados dois eletrodos de referência, um para cada sistema de eletromiografia, fixados nos maléolos mediais. Para melhorar a fixação dos eletrodos e diminuir o ruído dos cabos, foi colocado sobre eles fita adesiva micropore. A distância entre os centros de cada eletrodo foi de 20 mm.

### **3.5.3 Dados Cinemáticos**

O sistema de vídeo utilizado para a captura dos marcadores foi composto por uma câmera de vídeo digital, conectada a um computador, acompanhada de holofote e tripé. A câmera de vídeo digital utilizada foi da marca JVC, modelo GR-DVL 9800, com uma

frequência de amostragem de 50 Hz. O *software* Dvideow foi utilizado para coleta e análise dos dados.

O sistema de vídeo foi localizado de modo a capturar a trajetória dos marcadores reflexivos posicionados sobre o lado direito do corpo das participantes, sendo que estes foram colocados sobre as seguintes estruturas ósseas:

- vértice da cabeça
- acrômio
- espinha íliaca pósterio superior
- espinha íliaca ântero superior
- trocânter maior do fêmur
- côndilo lateral
- maléolo lateral
- cabeça do quinto metatarso

### **3.5.4 Dados de Percepção Subjetiva de Esforço**

A percepção subjetiva de esforço foi avaliada pela escala RPE de Borg (BORG 1985). É uma escala para a determinação de índices de esforço percebido, a qual classifica as intensidades de 6 (sem nenhum esforço) a 20 (máximo esforço) (Anexo A).

## **3.6 SINCRONIZAÇÃO DOS SISTEMAS**

A sincronização dos sistemas se fez necessária porque a coleta envolveu sistemas de medição independentes que operaram concomitantemente, mas que funcionam em bases de tempo independentes. Para sincronizar os dados oriundos do sistema de eletromiografia e do sistema de vídeo, utilizou-se um sistema eletrônico de sincronização (LOSS *et al.*, 1997).

Esse sistema de sincronização é composto por um circuito elétrico conectado a um dos canais de um dos eletromiógrafos de cada um dos sistemas de eletromiografia, simultaneamente. Esse circuito, quando acionado, emitiu uma mudança na tensão elétrica, que foi registrada pelos sistemas de eletromiografia, e um sinal luminoso que pôde ser observado na filmagem.

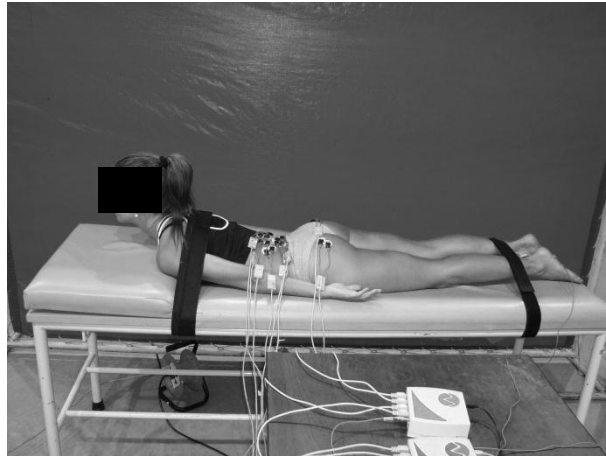
## **3.7 PROCEDIMENTOS DE COLETA**

Este trabalho foi conduzido no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Com os equipamentos devidamente dispostos, foi capturada a imagem do calibrador para posterior reconstrução bidimensional da imagem. Após a retirada do mesmo, a cadeira utilizada no estudo foi respectivamente posicionada.

Na chegada à sala de coleta, foi realizada a mensuração dos dados antropométricos (massa e estatura) e a avaliação da ausência de escoliose por meio do Sinal de Adam. Em seguida, foram identificados pontos anatômicos para a devida colocação dos eletrodos auto-adesivos sobre os músculos de interesse especificados anteriormente. Foi realizada a tricotomia e uma abrasão e limpeza da pele com algodão e álcool, para assim garantir menor impedância durante a captação do sinal, seguindo as normas do SENIAM e Basler, Keller e Herda (1997).

Após o posicionamento dos eletrodos, a captura do sinal eletromiográfico de duas contrações voluntárias máximas (CVM) foi então realizada com duração de dez segundos e intervalo de três minutos de descanso entre elas. A CVM dos músculos extensores da coluna lombar (iliocostal, longuíssimo e multífido) foi feita com o indivíduo sobre uma maca na posição prona, suas pernas foram fixadas com velcro, e com uma resistência manual aplicada no tronco solicitou-se que o indivíduo fizesse uma contração máxima em direção ao movimento de extensão (SENIAM) (Figura 2).

**Figura 2** - Posição para a execução da CVM dos músculos extensores.



A CVM do músculo glúteo máximo foi realizada com o tronco e os membros superiores dos indivíduos apoiados sobre uma maca, enquanto que um dos membros inferiores mantinha-se no solo (servindo como a base de suporte) e o membro contralateral mantinha-se suspenso na posição de flexão de quadril e joelho. O indivíduo foi solicitado a realizar uma contração máxima em direção ao movimento de extensão de quadril, contra a resistência aplicada (Figura 3).

**Figura 3** - Posição para a execução da CVM do músculo glúteo máximo.



Para realizar a CVM do músculo reto femoral o indivíduo foi posicionado na postura sentada, uma vez que foi aplicada uma resistência na região do tornozelo no sentido de flexão, e o indivíduo por sua vez, foi instruído a realizar o movimento de extensão do joelho. (SENIAM). Na realização da CVM do músculo oblíquo interno o indivíduo manteve-se na posição sentada, e uma resistência manual foi aplicada na região do peitoral enquanto foi orientado a vencer essa resistência em direção ao joelho oposto (na tentativa de realizar os



movimentos de flexão e rotação do tronco) (SOUZA; BAKER; POWERS, 2001; ESCAMILLA *et al.*, 2006) (Figuras 4 e 5 respectivamente).

**Figura 4** - Posição para a execução da CVM do músculo reto femoral.



**Figura 5** - Posição para a execução da CVM do músculo oblíquo interno.



Após a série de CVMs, o indivíduo foi conduzido até a cadeira utilizada no estudo (Figura 6), para assim familiarizá-lo com as diferentes estratégias cinemáticas e musculares de levantar-se de uma posição sentada. Neste momento, a altura do assento da cadeira foi regulada de modo a garantir uma posição de 90° de flexão de quadril e joelho. Logo após, a participante descansou por 2 minutos para evitar qualquer efeito de fadiga nos resultados, e em seguida, com a participante em pé, foram colocados os marcadores reflexivos nas estruturas ósseas citadas anteriormente.

**Figura 6** – Cadeira utilizada no estudo.



Posteriormente, com a participante devidamente preparada, iniciou-se a aquisição dos dados para cada uma das estratégias cinemáticas e musculares. A estratégia predominantemente pela coluna sem contração abdominal adotou uma posição inicial com a participante sentada na parte anterior do assento, quadril a  $90^\circ$  e o joelho a uma angulação a qual permitisse que os calcâneos permanecessem sob uma mesma linha vertical com os quadris. As mãos das participantes permaneceram sobre o abdômen de tal maneira que o primeiro dedo de uma das mãos ficasse em contato com o quinto dedo da outra mão. Durante a execução da tarefa, esse contato das mãos serviu para auxiliar na execução do movimento, uma vez que os dedos deveriam afastar-se um do outro, perdendo o contato entre eles.

Em sequência, a estratégia predominantemente pela coluna com contração abdominal foi realizada. A posição inicial adotada foi a mesma utilizada na estratégia anterior, entretanto as participantes foram instruídas a contrair a musculatura abdominal antes de iniciar o movimento e mantê-la ao longo de todo o gesto.

Para a estratégia predominantemente pelo quadril sem contração abdominal, a posição inicial adotada foi com a participante sentada (ocupando todo o assento), quadril e joelho a uma angulação de  $90^\circ$  de flexão. As mãos foram posicionadas sobre o abdômen uma vez que, ao contrário da estratégia anterior, os dedos não puderam afastar-se e nem aproximar-se um do outro. As participantes foram instruídas a manter o contato entre os dedos para auxiliar a correta execução do movimento, assim, conservando as curvaturas da coluna vertebral. A estratégia predominantemente pelo quadril com contração abdominal, por sua vez, adotou a mesma posição inicial, porém a tarefa foi realizada com a contração da musculatura abdominal.

Assim, os dados cinemáticos e eletromiográficos foram capturados simultaneamente durante dez repetições de cada estratégia cinemática e muscular. A velocidade de execução foi a escolhida por cada participante. E por fim, foi verificada a percepção de esforço subjetiva do indivíduo exigido durante cada tarefa por meio da escala de Borg RPE.

## 3.8 PROCESSAMENTO DOS DADOS

### 3.8.1 Dados Cinemáticos

Para o processamento dos dados cinemáticos, os marcadores reflexivos posicionados sobre pontos anatômicos de interesse foram identificados e rastreados no *software Digital Video for Windows* (Dvideow) (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). Este processo permite a localização desses pontos quadro a quadro, identificando assim, sua trajetória no decorrer da imagem.

Após a digitalização das dez repetições de cada estratégia cinemática e muscular, foi realizada a reconstrução bidimensional no *software Dvideow*, considerando o sinal luminoso da sincronização observado na câmera. A partir disso, obtiveram-se dados de posição para cada ponto anatômico. Esses dados de posição foram filtrados, no *software Matlab* com um filtro passa baixa de ordem três e a frequência de corte determinada por meio da técnica de análise de resíduos (WINTER, 2005). A frequência de corte determinada ficou entre 1.5 Hz e 3.5 Hz. Os dados cinemáticos foram utilizados para calcular os ângulos articulares e realizar a divisão das fases de cada estratégia (cinemática e muscular).

Por meio de rotinas desenvolvidas no *software Matlab*, foi realizada a divisão das fases de cada estratégia (cinemática e muscular) em fase 1 e fase 2. A divisão das fases foi definida com base na variação dos ângulos do quadril. O início da fase 1 foi estabelecido quando, partindo de um período de repouso com a participante sentada a aproximadamente 90° de flexão do quadril, houvesse uma variação angular superior a média de + 2 desvios-padrão (aumento do ângulo de flexão do quadril) do intervalo considerado como repouso entre as repetições realizadas. O final da fase 1 foi instituído no momento de maior angulação do quadril. Por outro lado, o início da fase 2 foi estabelecido exatamente no final da fase 1 e seu término foi considerado no momento de menor angulação do quadril, com a participante em pé. A Figura 7 ilustra o recorte das fases 1 e 2 de acordo com a variação dos ângulos do quadril.

### 3.8.2 Dados Eletromiográficos

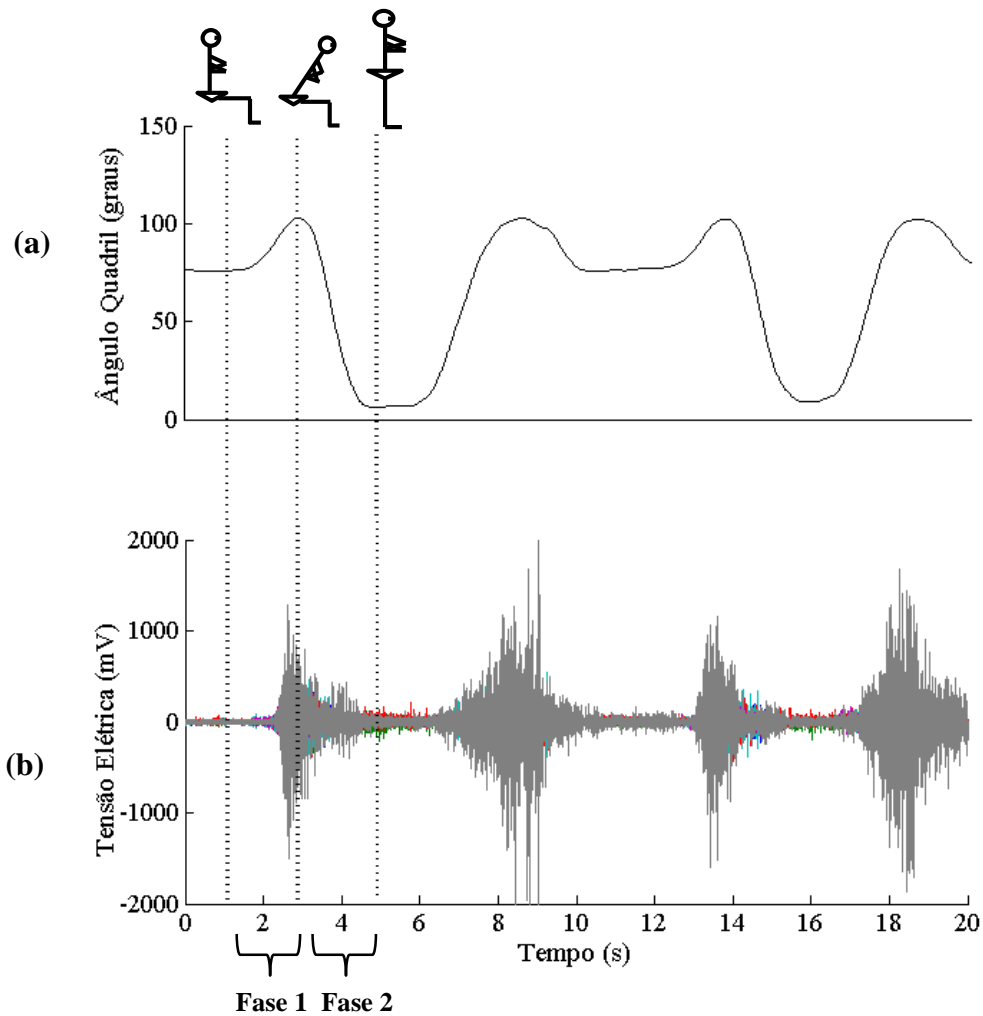
Os dados eletromiográficos dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar e oblíquo interno, glúteo máximo e reto femoral bilateralmente, foram exportados do *software* Miograph e analisados no *software* SAD32 e em seguida no *software* Matlab. No *software* SAD32, as curvas do sinal eletromiográfico da CVM e das execuções de cada músculo foram submetidas a uma análise no domínio da frequência usando a Transformada Rápida de *Fourier* (FFT) para a detecção de possíveis ruídos. Sabendo disso, foi realizado o filtro ideal com frequência mínima de 10 Hz e máxima de 1000 Hz e o filtro Butterworth com frequência mínima de 20 Hz e máxima de 600 Hz, de ordem 3.

Do sinal eletromiográfico, especificamente da CVM, foi calculado o valor RMS durante a realização de duas CVMs com um janelamento móvel tipo Hamming com o tamanho da janela de 1s. A CVM que registrou o maior valor RMS foi utilizada para a normalização do sinal eletromiográfico das execuções.

Já para o sinal eletromiográfico das execuções de cada estratégia foi realizado o alinhamento dos dados cinemáticos com os dados eletromiográficos. Os dados de cinemática foram alinhados na mesma base de tempo dos dados de eletromiografia. Isso ocorreu a partir do sistema eletrônico de sincronização, uma vez que uma mudança na tensão elétrica, que foi registrada pelo sistema de eletromiografia, e um sinal luminoso, que pôde ser observado na filmagem, ocorreram simultaneamente. Assim, o sinal eletromiográfico e os dados de posição das execuções foram ajustados para iniciar ao mesmo tempo, e em seguida realizou-se a divisão das fases em fase 1 e fase 2.

Após a divisão das fases, foi calculado o valor RMS da fase 1 e da fase 2 do sinal eletromiográfico das dez execuções de cada estratégia (cinemática e muscular). Em seguida, esse valor RMS foi normalizado pelo maior valor RMS registrado pela CVM. A partir disso, obteve-se um percentual da CVM em cada fase das dez repetições em cada estratégia. A média aritmética dessas dez execuções representou a ativação muscular de cada estratégia (cinemática e muscular) em cada uma das fases, a qual foi utilizada para a análise estatística.

**Figura 7** – Divisão das fases das estratégias: (a) variação do ângulo do quadril e (b) atividade eletromiográfica.



Ainda no *software* Matlab, o percentual de cocontração da musculatura flexora e extensora foi avaliado entre os seguintes pares musculares: iliocostal e oblíquo interno, longuíssimo e oblíquo interno, multífido e oblíquo interno e glúteo máximo e reto femoral. Inicialmente foi calculado o envelope RMS (para cada músculo) com um janelamento móvel tipo Hamming com o tamanho da janela de 250 ms, e em seguida foi normalizado pelo maior valor RMS registrado pela CVM, obtendo-se uma curva do percentual da CVM para o lado direito e esquerdo de cada músculo, em cada fase, das dez repetições em cada estratégia. Os valores de cada curva foram normalizados no tempo, ou seja, cada uma das repetições foi ajustada para ocorrer de 0 a 100%. Em seguida, foi realizada a média aritmética do lado direito e do lado esquerdo de cada músculo, e a média aritmética das dez repetições, tendo assim, uma curva representativa de cada músculo em cada fase em cada estratégia.

A partir da curva de cada músculo, foi realizada uma sobreposição entre as curvas de cada par muscular (flexor e extensor), obtendo assim, uma curva em comum entre eles. Após, por meio do procedimento da integral foi calculada a área da curva de cada músculo e a área da curva em comum para que o percentual de cocontração fosse obtido a partir da seguinte equação proposta por Winter (2005) para a força muscular e adaptada por Candotti *et al.* (2009) para utilização com sinal eletromiográfico:

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum A\&B}}{\text{área A} + \text{área B}} \times 100\%$$

em que,

%COCON: percentual de cocontração entre dois músculos antagonistas;

área comum A&B: área comum da atividade EMG entre dois músculos antagonistas;

área A: área sob a curva do sinal EMG retificado do músculo agonista;

área B: área sob a curva do sinal EMG retificado do músculo antagonista.

Para correlacionar os dados eletromiográficos e os dados de força muscular resultante (do MM3D), utilizou-se uma curva oriunda da atividade elétrica dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido e a curva de força muscular resultante do tronco inferior, respectivamente. Para a análise elétrica de cada músculo, inicialmente foi calculado o envelope RMS com um janelamento móvel tipo Hamming com o tamanho da janela de 250 ms, e em seguida foi normalizado pelo maior valor RMS registrado pela CVM. Assim, obteve-se uma curva do percentual da CVM para o lado direito e esquerdo de cada músculo, das dez repetições em cada estratégia. Em seguida, após a normalização no tempo, foi realizada a média aritmética do lado direito e do lado esquerdo de cada músculo e a curva média aritmética das dez repetições.

A partir das curvas médias dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido foi calculada a média ponderada desses músculos (pela área de seção transversa fisiológica de cada músculo), obtendo assim uma única curva para os três músculos extensores lombares. Para representar a ativação elétrica de toda musculatura monitorada, de todos os indivíduos em todas as repetições, foi realizada a média aritmética dos vinte indivíduos da amostra, resultante em uma única curva, utilizada para a análise estatística.

A força muscular resultante foi estimada pelo MM3D, que é composto por um modelo de segmentos articulados associado à solução inversa e um modelo de distribuição, o qual

divide a coluna vertebral em três segmentos móveis: tronco superior, médio e inferior.. As variáveis de entrada do MM3D são parâmetros cinéticos, cinemáticos e antropométricos, além de informações anatômicas (para obtenção das coordenadas 3D dos 180 feixes musculares). As variáveis de saída do MM3D são força muscular e articular resultante. Desta forma, obteve-se o resultado de força muscular resultante do tronco inferior, de um único sujeito, ao longo de duas repetições da tarefa de levantar-se. Os músculos envolvidos na estimativa da força muscular resultante foram iliocostal, longuíssimo, multífido e quadrado lombar. O MM3D não leva em consideração a musculatura abdominal para estimar a força muscular.

Desta forma, utilizou-se a curva média (de duas repetições) da força muscular resultante de um único indivíduo e da curva média ponderada da ativação elétrica muscular de vinte indivíduos para a análise estatística.

### **3.8.3 Dados de Percepção Subjetiva de Esforço**

A análise dos dados da percepção subjetiva de esforço da região lombar foi realizada a partir dos índices da escala RPE de Borg obtido das vinte participantes. Esses índices foram listados em uma planilha do programa Excel 2010 para uma posterior análise estatística. Para a comparação entre os dados de percepção subjetiva de esforço e os dados de força muscular resultante (do MM3D) utilizou-se o resultado dos índices da escala RPE de Borg e o pico de força muscular resultante, respectivamente.

## **3.9 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS**

Por meio do teste Shapiro-Wilk foi realizada a verificação da normalidade dos dados. Para comparação da atividade elétrica dos músculos analisados entre as diferentes estratégias, observou-se que parte dos dados apresentou distribuição normal, mas a outra não. Considerando que a ANOVA pode ser um procedimento bastante robusto (FIELD, 2009) foi utilizado (para todos os dados) o delineamento de medidas repetidas e o teste *post hoc* de Bonferroni. Os dados foram submetidos ao teste de esfericidade de *Mauchly* sendo utilizada a correção de Epsilon de *Greenhouse-Geisser*.

Na comparação da percepção subjetiva de esforço da região lombar entre as diferentes estratégias foi confirmada a aderência dos dados ao modelo normal. Logo, foi utilizado o Teste-t dependente.

Confirmada a normalidade dos dados, a ANOVA de medidas repetidas foi usada para comparar o percentual de cocontração entre as diferentes estratégias. O teste *post hoc* utilizado foi o de Bonferroni. Os dados foram submetidos ao teste de esfericidade de *Mauchly* sendo utilizada a correção de Epsilon de *Greenhouse-Geisser*, quando necessário.

Para verificar correlação entre o nível de esforço avaliado pela EMG e a resposta mecânica de força muscular para cada uma das diferentes estratégias utilizou a correlação cruzada para ajustar temporalmente os dados e em seguida o Teste de Correlação Linear Produto-momento de Pearson. Esses dados também apresentaram distribuição normal.

O nível de significância adotado foi de  $\alpha \leq 0,05$ . Os procedimentos estatísticos foram realizados nos *softwares* SPSS (versão 17.0) e Matlab (versão 7.1).



## 4 RESULTADOS

Os resultados referentes ao comportamento do nível de esforço muscular avaliados nas perspectivas mecânica, neuromuscular e subjetiva, durante a atividade de levantar-se de uma posição sentada, serão apresentados de acordo com os objetivos específicos, porém não necessariamente com a mesma divisão.

### 4.1 FORÇA MUSCULAR RESULTANTE – SINAL ELETROMIOGRÁFICO – PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO

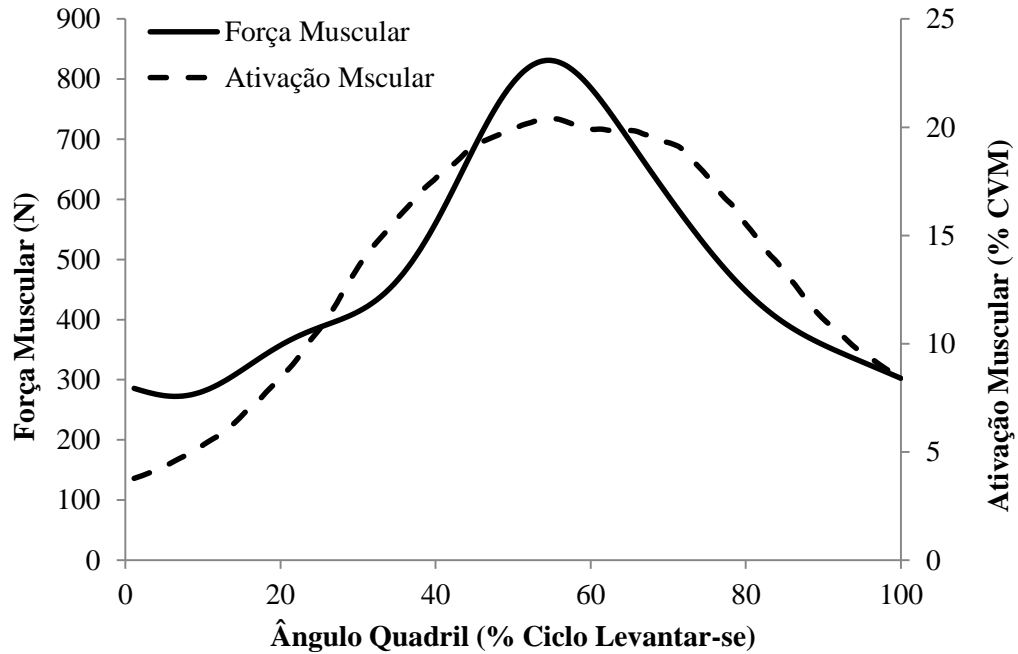
A correlação do comportamento do nível de esforço foi calculada a partir da força muscular resultante do tronco inferior, obtida por meio de um macromodelo biomecânico tridimensional entre a ativação elétrica muscular dos extensores da coluna lombar, obtida por eletromiografia de superfície. A musculatura envolvida na análise eletromiográfica foi iliocostal, longuíssimo e multífido bilateralmente.

Nas Figura 8 e 9 observam-se as curvas do comportamento do nível de esforço muscular da estratégia predominantemente pelo quadril sem a contração da musculatura abdominal ( $r = 0,915$ ;  $p < 0,001$ ) e da estratégia predominantemente pelo quadril com a contração da musculatura abdominal ( $r = 0,919$ ;  $p < 0,001$ ), respectivamente.

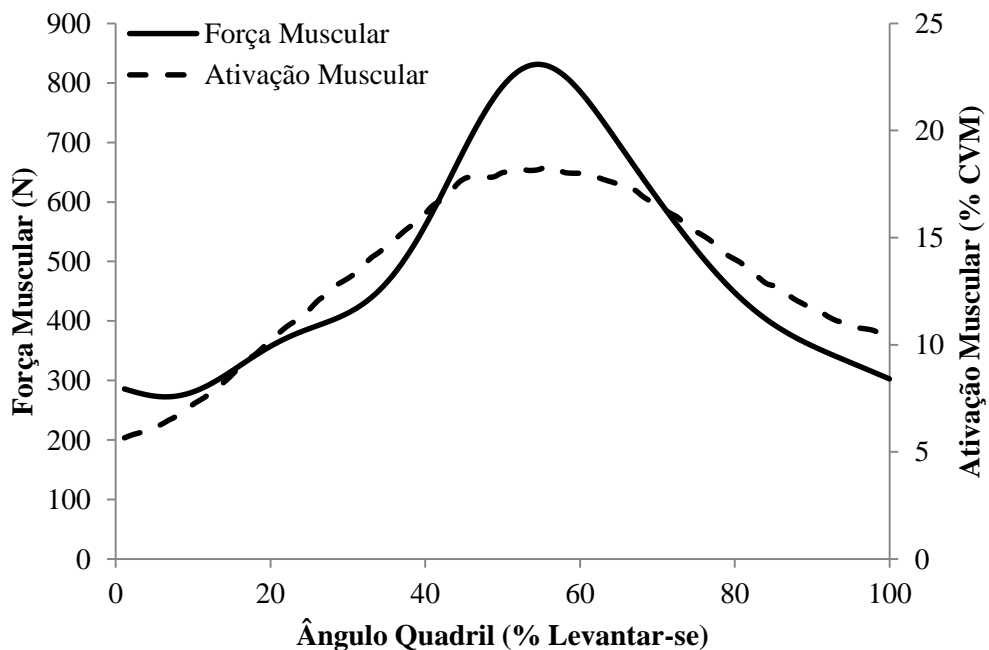
As figuras 10 e 11 ilustram as curvas do comportamento do nível de esforço muscular da estratégia predominantemente pela coluna sem a contração da musculatura abdominal ( $r = 0,978$ ;  $p < 0,001$ ) e da estratégia predominantemente pela coluna com a contração da musculatura abdominal ( $r = 0,894$ ;  $p < 0,001$ ), respectivamente.

O resultado da correlação entre a força muscular resultante e a ativação muscular para cada uma das diferentes estratégias cinemáticas e musculares revelou um coeficiente alto e uma correlação positiva e significativa.

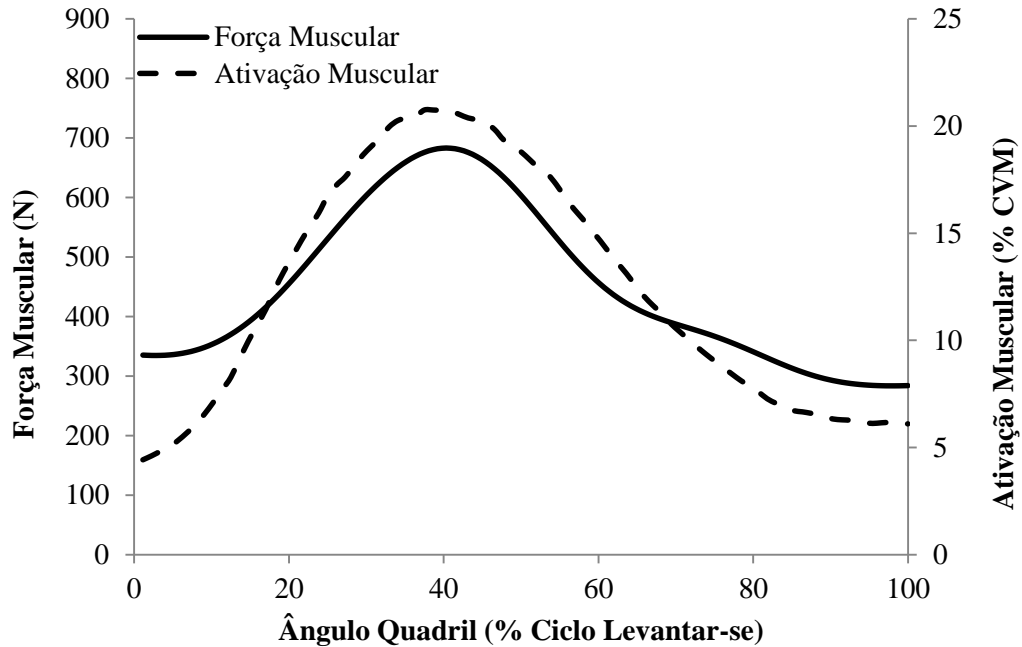
**Figura 8** - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se. A linha contínua representa a força muscular e a linha tracejada representa a ativação muscular da estratégia executada predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD).



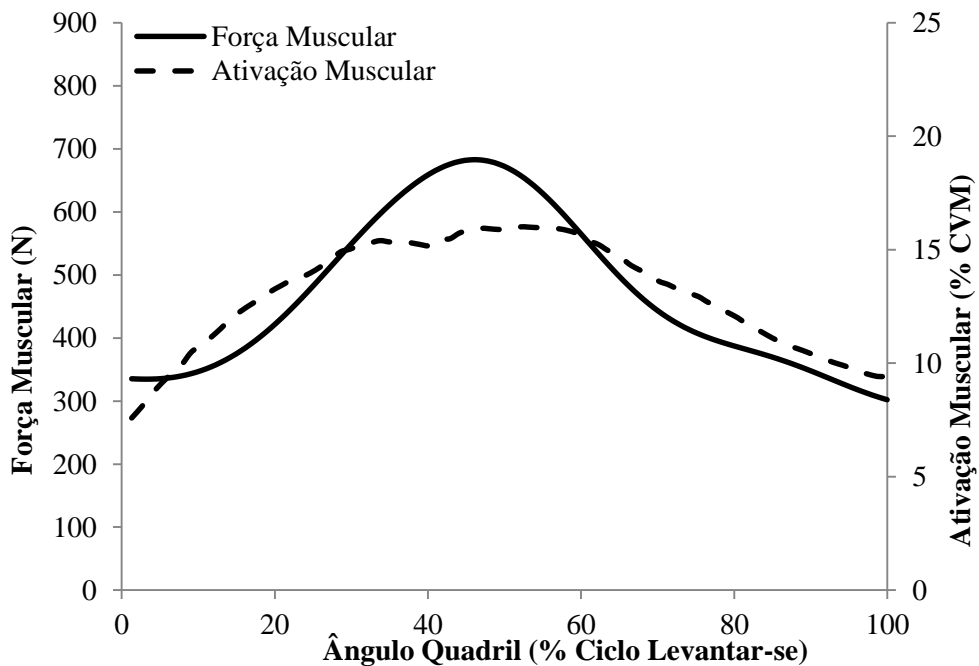
**Figura 9** - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se. A linha contínua representa a força muscular e a linha tracejada representa a ativação muscular da estratégia executada predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD).



**Figura 10** - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se. A linha contínua representa a força muscular e a linha tracejada representa a ativação muscular da estratégia executada predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD).



**Figura 11** - Comportamento do esforço muscular expresso pela força muscular e ativação muscular em função do ângulo do quadril, expresso em percentual do ciclo de levantar-se. A linha contínua representa a força muscular e a linha tracejada representa a ativação muscular da estratégia executada predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD).

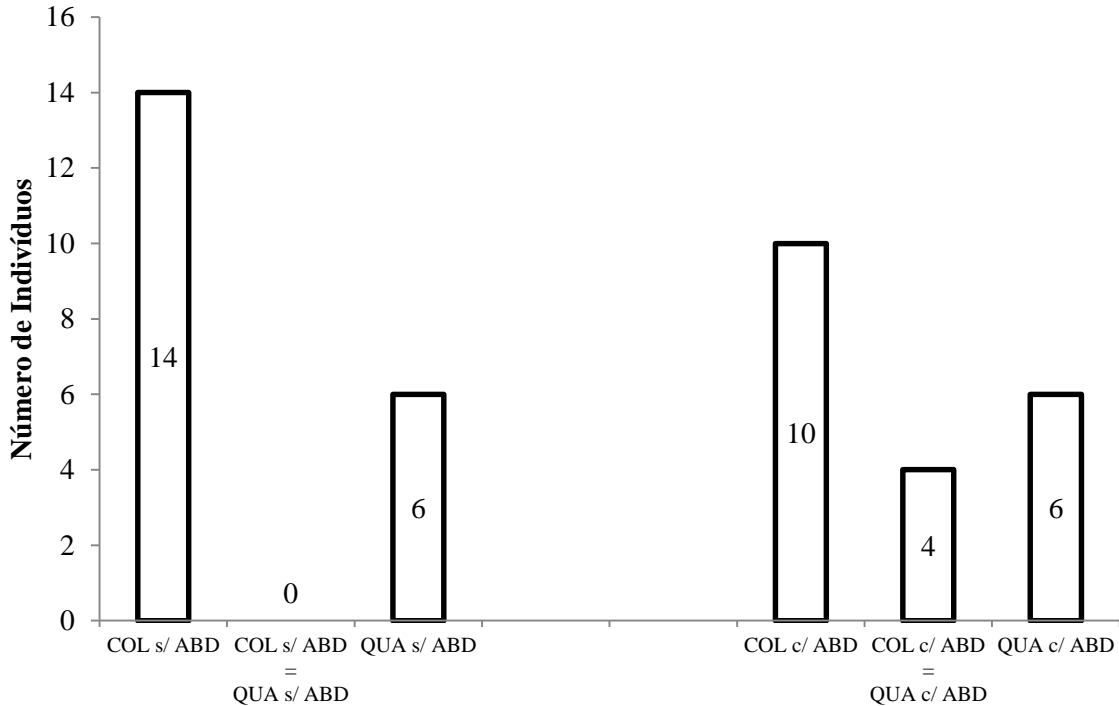


A relação da resposta mecânica da força muscular resultante com a percepção subjetiva de esforço (escala RPE de Borg) foi verificada para também avaliar o nível de esforço gerado nas duas diferentes estratégias cinemáticas de realizar a tarefa de levantar-se.

A Figura 12 ilustra a frequência da percepção de maior esforço exigido na coluna lombar na comparação entre as duas estratégias cinemáticas (predominantemente pela coluna e predominantemente pelo quadril) ambas executadas sem a contração da musculatura abdominal e com a contração da musculatura abdominal. Avaliando um total de vinte indivíduos, quatorze apontaram a estratégia cinemática predominantemente pela coluna sem contração abdominal como a que exigiu maior esforço da coluna lombar para ser executada. Por outro lado o pico de força muscular resultante, calculado pelo macromodelo biomecânico, foi maior na estratégia cinemática predominantemente pelo quadril. Assim, evidencia-se uma discordância entre os achados de força muscular resultante e a percepção subjetiva de esforço dos indivíduos.

Ainda, sabendo que as estratégias cinemáticas também foram executadas com contração abdominal, o número de participantes que apontou maior esforço para a estratégia cinemática predominantemente pela coluna, agora com contração abdominal, diminuiu para dez. Porém, ainda continuou sendo maior do que a estratégia realizada predominantemente pelo quadril.

**Figura 12** – Frequência da percepção de maior esforço exigido na coluna lombar na comparação entre as estratégias cinemáticas executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD) e predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e entre as estratégias cinemáticas executadas predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD).



#### 4.2 EMG ENTRE AS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICAS E MUSCULARES

A comparação da atividade elétrica dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido da região lombar e oblíquo interno, glúteo máximo e reto femoral foi avaliada bilateralmente entre as diferentes estratégias cinemáticas e musculares durante a realização da tarefa de levantar-se de uma posição sentada.

As Tabelas 1 a 12 ilustram as médias e desvio-padrão do percentual de ativação elétrica muscular das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração da musculatura abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração da musculatura abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração da musculatura abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração da musculatura abdominal (QUA c/ ABD) durante a fase um e dois do movimento.

Para os músculos iliocostal direito e esquerdo e longuíssimo direito e esquerdo houve um efeito principal significativo, em que  $F(1,5; 29,07) = 17,28$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,476$ ; poder observado 0,997,  $F(1,36; 25,93) = 10,06$ ;  $p = 0,002$ ;  $\eta^2 = 0,346$ ; poder observado 0,925,  $F(2,78;$

52,86) = 12,22;  $p < 0,001$ ;  $n^2 = 0,391$ ; poder observado 0,999,  $F(1,58; 30,13) = 11,88$ ;  $p < 0,001$ ;  $n^2 = 0,385$ ; poder observado 0,976 respectivamente.

Como pode ser observado nas Tabelas 1, 2, 3 e 4 o teste *post hoc* revelou que não houve diferença na comparação entre as estratégias. Logo, tanto a comparação entre as estratégias musculares, realização do gesto com contração abdominal e realização do gesto sem contração abdominal, quanto a comparação entre as estratégias cinemáticas, predominantemente pela coluna e predominantemente pelo quadril, não apresentaram diferença significativa. Por outro lado, nota-se que na comparação entre as duas fases do movimento, a ativação média da fase 2 foi maior que na fase 1.

**Tabela 1** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo Iliocostal direito expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de *p* apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de *p* apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>ILIOCOSTAL DIREITO</b>			
	Fase 1	Fase 2	<i>p</i> (Comparação fases)
COL s/ ABD	5 ± 3	14 ± 8	0,002*
COL c/ ABD	6 ± 4	13 ± 9	0,051
<i>p</i> (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
QUA s/ ABD	6 ± 3	15 ± 10	0,004*
QUA c/ ABD	7 ± 4	15 ± 9	0,008*
<i>p</i> (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	5 ± 3	14 ± 8	
QUA s/ ABD	6 ± 3	15 ± 10	
<i>p</i> (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL c/ ABD	6 ± 4	13 ± 9	
QUA c/ ABD	7 ± 4	15 ± 9	
<i>p</i> (Comparação estratégias)	1,000	0,301	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 2** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo Iliocostal esquerdo expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>ILIOCOSTAL ESQUERDO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	$7 \pm 5$	$17 \pm 14$	0,105
COL c/ ABD	$7 \pm 4$	$18 \pm 15$	0,131
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
QUA s/ ABD	$7 \pm 4$	$21 \pm 19$	0,046*
QUA c/ ABD	$9 \pm 7$	$20 \pm 17$	0,315
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	$7 \pm 5$	$17 \pm 14$	
QUA s/ ABD	$7 \pm 4$	$21 \pm 19$	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,190	
COL c/ ABD	$7 \pm 4$	$18 \pm 15$	
QUA c/ ABD	$9 \pm 7$	$20 \pm 17$	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).



**Tabela 3** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo longuíssimo direito expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>LONGUÍSSIMO DIREITO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	10 ± 8	23 ± 15	0,095
COL c/ ABD	9 ± 5	19 ± 11	0,006*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
QUA s/ ABD	10 ± 4	21 ± 11	0,003*
QUA c/ ABD	11 ± 7	21 ± 11	0,008*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	10 ± 8	23 ± 15	
QUA s/ ABD	10 ± 4	21 ± 11	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL c/ ABD	9 ± 5	19 ± 11	
QUA c/ ABD	11 ± 7	21 ± 11	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 4** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo longuíssimo esquerdo expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>LONGUÍSSIMO ESQUERDO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	11 ± 7	21 ± 14	0,066
COL c/ ABD	10 ± 5	21 ± 14	0,058
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
QUA s/ ABD	10 ± 4	23, ± 15	0,025*
QUA c/ ABD	11 ± 7	22 ± 14	0,109
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	11 ± 7	21 ± 14	
QUA s/ ABD	10 ± 4	23 ± 15	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,848	
COL c/ ABD	10 ± 5	21 ± 14	
QUA c/ ABD	11 ± 7	22 ± 14	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

As comparações realizadas para os músculos multífido direito e esquerdo demonstraram um efeito principal significativo, em que  $F(3,57; 67,89) = 6,82$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2=0,264$ ; poder observado 0,985 e  $F(3,06; 58,29) = 7,73$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,289$ ; poder observado 0,985 respectivamente.

Nas Tabelas 5 e 6, as quais apresentam os resultados de ativação muscular do multífido direito e esquerdo respectivamente, a partir do teste *post hoc*, é observável que para cada uma das fases houve diferença entre as estratégias cinemáticas somente quando essas não estão sob influência da contração abdominal. Visto que, durante a fase 1 do movimento a média de ativação muscular foi maior para a estratégia COL s/ ABD e na fase 2 foi maior para a estratégia QUA s/ ABD. Já na comparação entre as fases do movimento, observa-se que o multífido direito apresentou diferença quando o gesto foi executado com movimento predominantemente de quadril (com e sem contração abdominal). Já para o multífido esquerdo, somente o gesto executado predominantemente pelo quadril sem contração abdominal apresentou diferença entre as fases.

Analisando os músculos oblíquo interno direito e esquerdo observa-se diferença significativa, sendo  $F(1,9; 36,36) = 16,91$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,471$ ; poder observado 0,999 e  $F(1,77; 33,78) = 17,69$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,482$ ; poder observado 0,999 respectivamente. Os resultados do teste *post hoc* são apresentados nas Tabelas 7 e 8.

Assim, tendo como base as Tabelas 7 e 8 é evidente a diferença entre as estratégias musculares (com e sem a contração da musculatura abdominal), sendo a média de ativação muscular do oblíquo interno direito e esquerdo maior durante os gestos realizados com contração abdominal. Isso ocorre para ambas as fases, confirmando que os indivíduos realizaram a tarefa conforme solicitado. Quando observadas as comparações entre as estratégias cinemáticas, nota-se que somente na fase 2 da comparação entre as estratégias realizadas sem a contração da musculatura abdominal apresentou diferença (COL s/ ABD entre QUA s/ ABD).

Para o músculo oblíquo interno direito a única comparação entre a fase 1 e a fase 2 que houve diferença foi no gesto realizado predominantemente pelo quadril sem contração da musculatura abdominal (Tabela 7). Já para o músculo oblíquo interno esquerdo observa-se diferença entre as fases para ambas as estratégias cinemáticas (predominantemente pela coluna e predominantemente pelo quadril) realizadas sem a contração da musculatura abdominal (Tabela 8).

**Tabela 5** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo multífido direito expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>MULTÍFIDO DIREITO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	19 ± 7	16 ± 7	0,821
COL c/ ABD	16 ± 7	17 ± 8	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
QUA s/ ABD	14 ± 6	21 ± 10	0,016*
QUA c/ ABD	14 ± 6	19 ± 8	0,025*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	19 ± 7	16 ± 7	
QUA s/ ABD	14 ± 6	21 ± 10	
$p$ (Comparação estratégias)	0,016*	0,006*	
COL c/ ABD	16 ± 7	17 ± 8	
QUA c/ ABD	14 ± 6	19 ± 8	
$p$ (Comparação estratégias)	0,983	0,325	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 6** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo multífido esquerdo expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>MULTÍFIDO ESQUERDO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	21 ± 9	18 ± 9	1,000
COL c/ ABD	17 ± 9	19 ± 9	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,412	1,000	
QUA s/ ABD	15 ± 6	23 ± 12	0,015*
QUA c/ ABD	15 ± 7	22 ± 11	0,057
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	21 ± 9	18 ± 9	
QUA s/ ABD	15 ± 6	23 ± 12	
$p$ (Comparação estratégias)	0,001*	0,001*	
COL c/ ABD	17 ± 9	19 ± 9	
QUA c/ ABD	15 ± 7	22 ± 11	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,764	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 7** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo oblíquo interno direito expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>OBLÍQUO INTERNO DIREITO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	$14 \pm 7$	$18 \pm 9$	0,074
COL c/ ABD	$27 \pm 19$	$32 \pm 14$	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,018*	0,000*	
QUA s/ ABD	$12 \pm 7$	$15 \pm 8$	0,018*
QUA c/ ABD	$28 \pm 21$	$28 \pm 15$	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,019*	0,001*	
COL s/ ABD	$14 \pm 7$	$18 \pm 9$	
QUA s/ ABD	$12 \pm 7$	$15 \pm 8$	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,002*	
COL c/ ABD	$27 \pm 19$	$32 \pm 14$	
QUA c/ ABD	$28 \pm 21$	$28 \pm 15$	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,108	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 8** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo oblíquo interno esquerdo expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>OBLÍQUO INTERNO ESQUERDO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	15 ± 8	22 ± 12	0,010*
COL c/ ABD	32 ± 24	37 ± 22	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,021*	0,001*	
QUA s/ ABD	12 ± 8	18 ± 11	0,000*
QUA c/ ABD	33 ± 28	33 ± 22	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,008*	0,001*	
COL s/ ABD	15 ± 8	22 ± 12	
QUA s/ ABD	12 ± 8	18 ± 11	
$p$ (Comparação estratégias)	0,568	0,000*	
COL c/ ABD	32 ± 24	37 ± 22	
QUA c/ ABD	33 ± 28	33 ± 22	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,312	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

Sabendo que o efeito principal dos músculos glúteo máximo direito e esquerdo foi significativo ( $F(1,36; 25,94) = 23,82; p < 0,001; n^2 = 0,556$ ; poder observado 1 e  $F(1,91; 36,36) = 21,86; p < 0,001; n^2 = 0,535$ ; poder observado 1, respectivamente), é possível verificar pelo teste *post hoc*, que na comparação entre as fases, a fase 2 apresentou uma média de ativação muscular maior para ambas as estratégias cinemáticas e musculares. Por outro lado, constatase que não houve diferença na comparação, quando esta feita entre as estratégias cinemáticas e musculares (Tabelas 9 e 10).

Para os músculos reto femoral direito e esquerdo o efeito principal também apresentou significância, sendo  $F(2,07; 39,39) = 6,7; p = 0,003; n^2 = 0,261$ ; poder observado 0,901 e  $F(2,16; 41,2) = 6,95; p = 0,002; n^2 = 0,268$ ; poder observado 0,922, respectivamente.

Como pode ser observado nas Tabelas 11 e 12, o teste *post hoc* não revelou diferença na comparação entre as estratégias musculares, ou seja, na comparação da estratégia com contração da musculatura abdominal entre a estratégia sem contração da musculatura abdominal.

Já nas comparações entre as estratégias cinemáticas, destaca-se que a estratégia realizada predominantemente pela coluna obteve uma média de ativação do reto femoral direito, maior do que a estratégia realizada predominantemente pelo quadril. Isso ocorre na comparação entre as estratégias cinemáticas sem a influência do controle abdominal tanto na fase 1 quanto na fase 2 e na comparação entre as estratégias cinemáticas sob influência do controle abdominal somente na fase 2. Quando comparadas as duas fases entre si, não se observa diferença (Tabela 11).

Para o músculo reto femoral esquerdo, houve diferença somente na comparação entre as estratégias cinemáticas sem a influência do controle abdominal somente na fase 1, e na comparação entre as estratégias cinemáticas sob influência do controle abdominal somente na fase 2. Quando comparadas as duas fases entre si, não se observa diferença (Tabela 12).



**Tabela 9** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo glúteo máximo direito expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>GLÚTEO MÁXIMO DIREITO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	6 ± 3	19 ± 14	0,006*
COL c/ ABD	7 ± 5	19 ± 14	0,001*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
QUA s/ ABD	5 ± 3	17 ± 11	0,001*
QUA c/ ABD	6 ± 3	18 ± 12	0,002*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	6 ± 3	19 ± 14	
QUA s/ ABD	5 ± 3	17 ± 11	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL c/ ABD	7 ± 5	19 ± 14	
QUA c/ ABD	6 ± 3	18 ± 12	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 10** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo glúteo máximo esquerdo expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>GLÚTEO MÁXIMO ESQUERDO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	$6 \pm 4$	$15 \pm 11$	0,006*
COL c/ ABD	$6 \pm 5$	$16 \pm 11$	0,001*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	0,964	
QUA s/ ABD	$4 \pm 1$	$14 \pm 9$	0,001*
QUA c/ ABD	$5 \pm 3$	$16 \pm 10$	0,003*
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	$6 \pm 4$	$15 \pm 11$	
QUA s/ ABD	$4 \pm 1$	$14 \pm 9$	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL c/ ABD	$6 \pm 5$	$16 \pm 11$	
QUA c/ ABD	$5 \pm 3$	$16 \pm 10$	
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 11** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral direito expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>RETO FEMORAL DIREITO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	31 ± 17	28 ± 15	1,000
COL c/ ABD	24 ± 13	29 ± 15	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,149	1,000	
QUA s/ ABD	19 ± 12	18 ± 11	1,000
QUA c/ ABD	18 ± 9	19 ± 12	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	31 ± 17	28 ± 15	
QUA s/ ABD	19 ± 12	18 ± 11	
$p$ (Comparação estratégias)	0,012*	0,011*	
COL c/ ABD	24 ± 13	29 ± 15	
QUA c/ ABD	18 ± 9	19 ± 12	
$p$ (Comparação estratégias)	0,228	0,003*	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

**Tabela 12** - Média e desvio-padrão da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral esquerdo expressos em percentual da contração voluntária máxima das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD) nas Fases 1 e 2. Os valores de  $p$  apresentados na última coluna referem-se à comparação dos dados entre as duas colunas anteriores a ele, ou seja, entre as fases. Os valores de  $p$  apresentados nas colunas dois e três referem-se à comparação dos dados entre as duas linhas superiores a ele, ou seja, entre as estratégias.

<b>RETO FEMORAL ESQUERDO</b>			
	Fase 1	Fase 2	$p$ (Comparação fases)
COL s/ ABD	36 ± 26	28 ± 12	1,000
COL c/ ABD	25 ± 20	28 ± 11	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	0,024*	1,000	
QUA s/ ABD	21 ± 17	20 ± 14	1,000
QUA c/ ABD	20 ± 13	19 ± 10	1,000
$p$ (Comparação estratégias)	1,000	1,000	
COL s/ ABD	36 ± 26	28 ± 12	
QUA s/ ABD	21 ± 17	20 ± 14	
$p$ (Comparação estratégias)	0,010*	0,114	
COL c/ ABD	25 ± 20	28 ± 11	
QUA c/ ABD	20 ± 13	19 ± 10	
$p$ (Comparação estratégias)	0,600	0,002*	

\* Diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

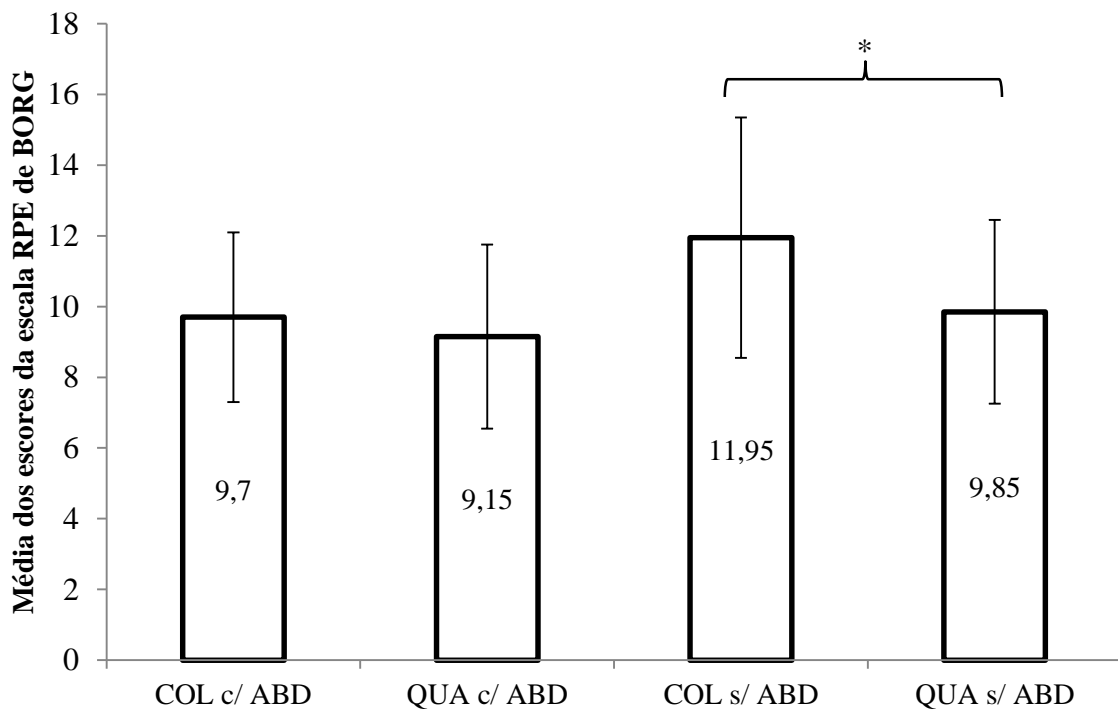
### 4.3 PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO

A percepção subjetiva de esforço da coluna lombar foi comparada entre as duas diferentes estratégias cinemáticas sem a contração da musculatura abdominal e entre as duas diferentes estratégias cinemáticas com a contração da musculatura abdominal.

Na comparação da estratégia cinemática realizada predominantemente pela coluna entre a estratégia cinemática realizada predominantemente pelo quadril, ambas executadas com contração da musculatura abdominal (COL c/ ABD entre QUA c/ ABD), não houve diferença ( $t(19) = 0,633$ ;  $p = 0,534$ ) (Figura13).

Por outro lado (ainda na figura 13), quando as estratégias cinemáticas foram executadas sem a influência da contração abdominal (COL s/ ABD entre QUA s/ ABD), observou-se que a estratégia realizada predominantemente pela coluna apresentou um maior esforço na região lombar do que a estratégia predominantemente pelo quadril ( $t(19) = 2,590$ ;  $p = 0,018$ ).

**Figura 13** – Média e desvio-padrão dos escores da escala Rating of Perceived Exertion (RPE) de Borg dos vinte indivíduos para as estratégias executadas predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD), predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD) e predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



#### 4.4 COCONTRAÇÃO

A comparação do percentual da cocontração entre músculos iliocostal e o oblíquo interno, entre os músculos longuíssimo e o oblíquo interno, entre os músculos multífido e o oblíquo interno e entre os músculos glúteo máximo e o reto femoral foi calculado. Os resultados encontrados serão apresentados primeiramente para a fase 1 e posteriormente para a fase 2 do movimento.

O percentual de cocontração entre os músculos iliocostal e oblíquo interno, na fase 1, apresentaram um efeito principal significativo, em que  $F(1,95; 37,09) = 14,61$ ;  $p < 0,001$ ;  $n^2 = 0,435$ ; poder observado 0,998. O teste *post hoc* revelou que a diferença ocorreu entre as duas diferentes estratégias musculares (com e sem contração abdominal) com o movimento predominantemente pelo quadril ( $p < 0,001$ ) (Figura 14).

Na figura 15, observa-se o mesmo achado para os músculos longuíssimo e oblíquo interno na fase1, sendo  $F(3, 57) = 10,49$ ;  $p < 0,001$ ;  $n^2 = 0,356$ ; poder observado 0,998. O teste *post hoc* revelou  $p < 0,001$ .

Já para o percentual de cocontração entre os músculos multífido e oblíquo interno, na fase 1, não houve diferença entre as estratégias  $F(2,02; 38,38) = 1,78$ ;  $p = 0,181$ ;  $n^2 = 0,086$ ; poder observado 0,352 (Figura 16).

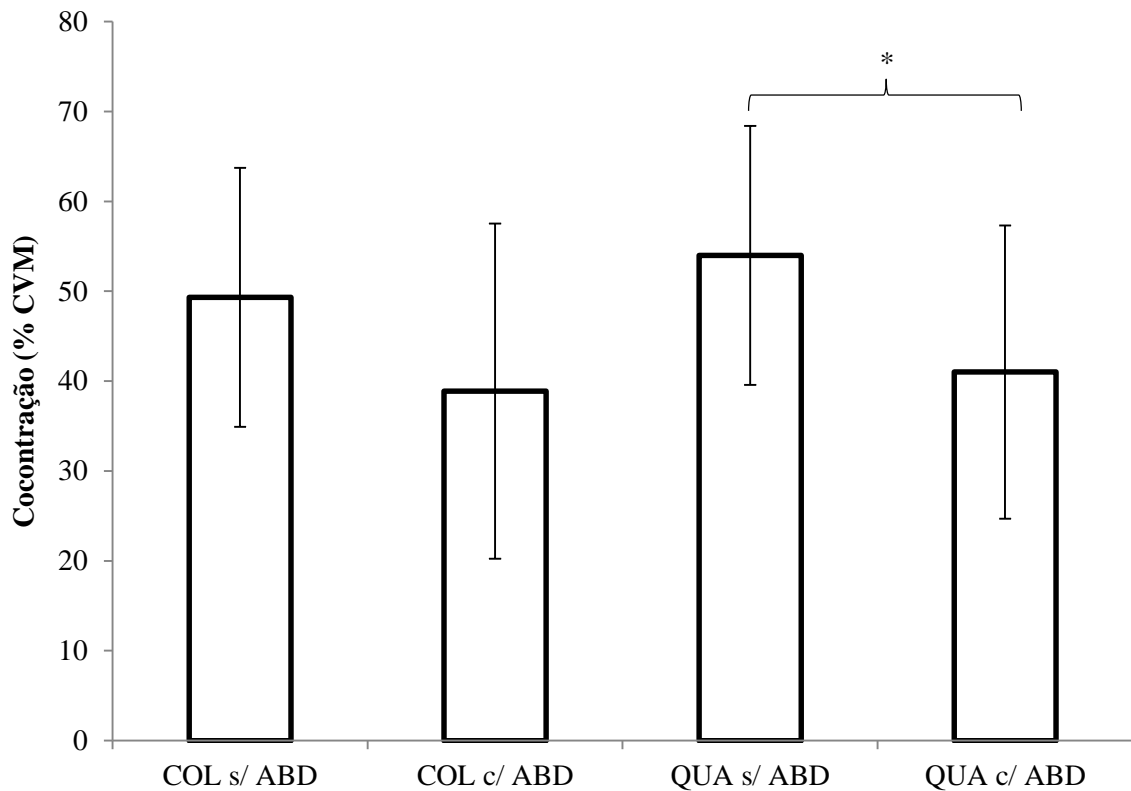
Para os músculos glúteo máximo e reto femoral houve um efeito principal para o percentual de cocontração na fase 1, sendo  $F(3; 57) = 12,73$ ;  $p < 0,001$ ;  $n^2 = 0,401$ ; poder observado 1. O teste *post hoc* revelou diferença entre as duas diferentes estratégias musculares (com e sem contração abdominal) com o movimento predominantemente pela coluna ( $p < 0,001$ ), entre as duas diferentes estratégias cinemáticas sem a contração da musculatura abdominal ( $p = 0,013$ ) e entre as duas diferentes estratégias cinemáticas com a contração da musculatura abdominal ( $p = 0,045$ ) (Figura 17).

A fase 2 do movimento apresentou diferença no percentual de cocontração dos músculos iliocostal e oblíquo interno em que,  $F(2,1; 39,9) = 4,68$ ;  $p = 0,014$ ;  $n^2 = 0,198$ ; poder observado 0,769. Porém, nesse caso a ANOVA mostrou um efeito principal significativo mas o teste *post hoc* de Bonferroni não revelou nenhuma diferença (Figuras 18).

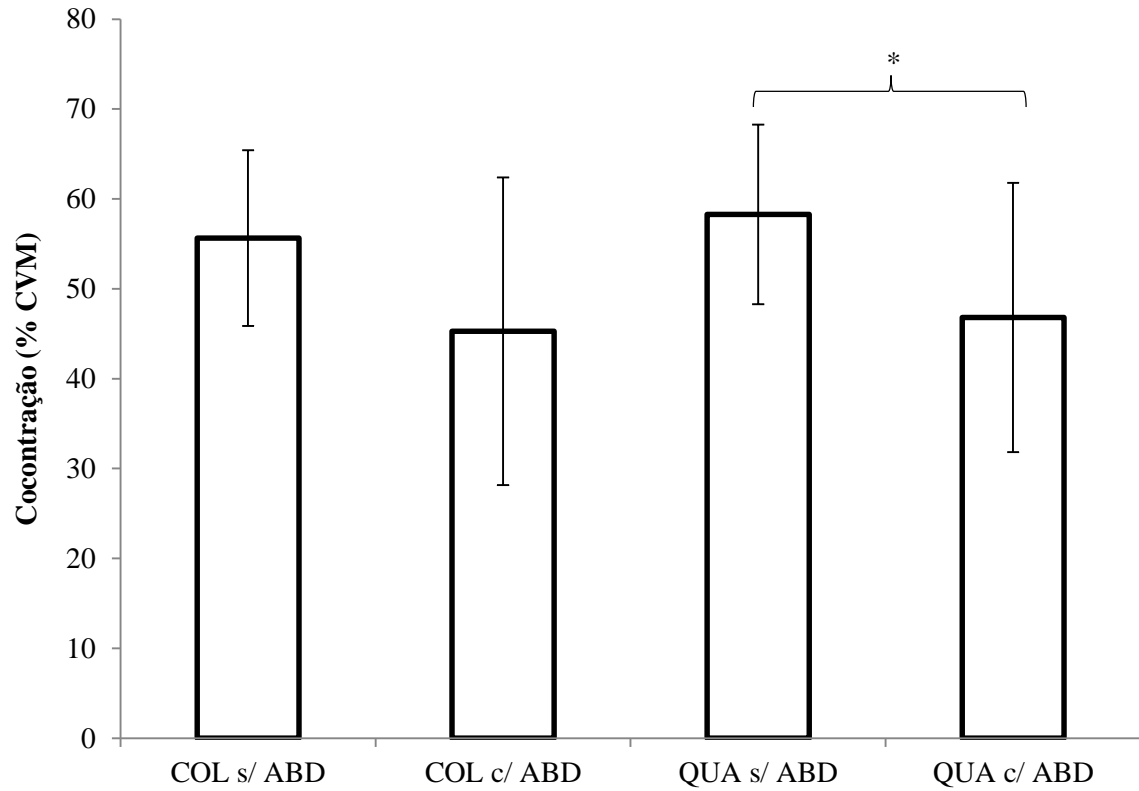
Entretanto, a fase 2 do movimento não apresentou diferença no percentual de cocontração entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno  $F(2,01; 38,29) = 3,02$ ;  $p = 0,060$ ;  $n^2 = 0,137$ ; poder observado 0,554, entre os músculos multífido e oblíquo interno  $F(1,91; 36,34) = 1,06$ ;  $p = 0,352$ ;  $n^2 = 0,053$ ; poder observado 0,218 e entre os músculos glúteo máximo e reto

femoral  $F(1,74; 33,18) = 0,41$ ;  $p = 0,637$ ;  $n^2 = 0,021$ ; poder observado 0,108 (Figuras 19, 20 e 21 respectivamente).

**Figura 14** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos iliocostal e oblíquo interno durante a fase 1 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).

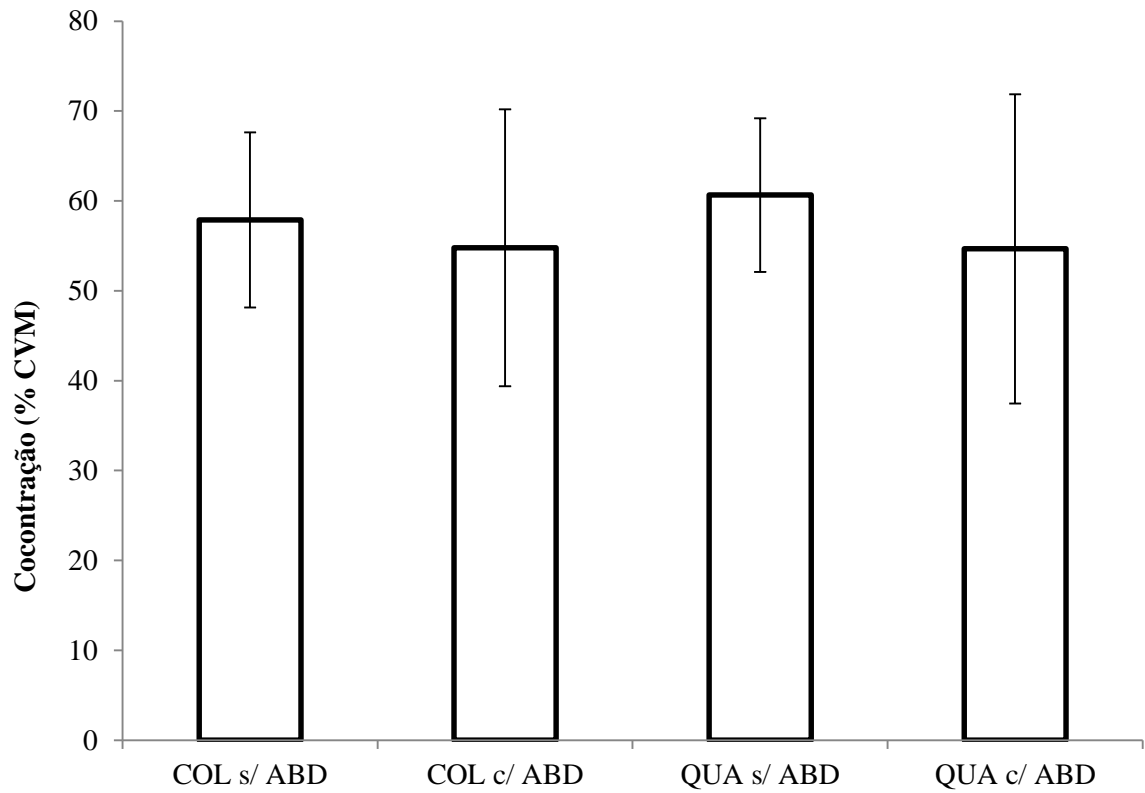


**Figura 15** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno durante a fase 1 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).

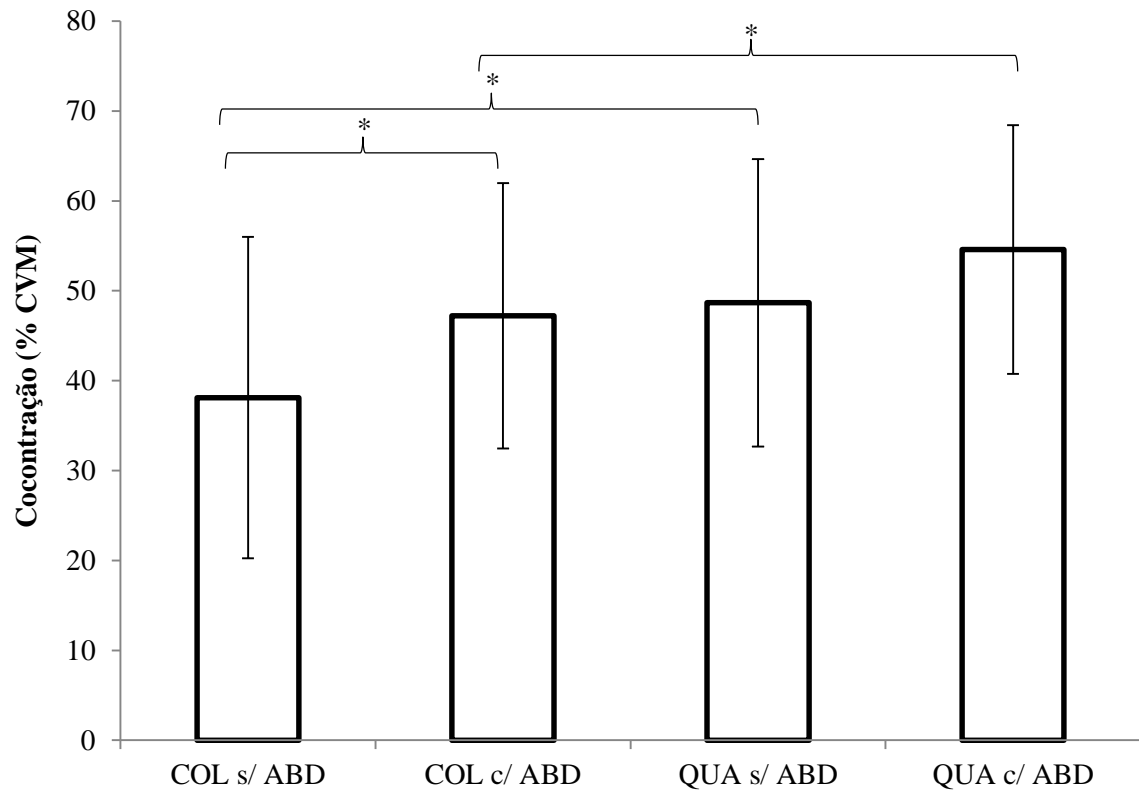




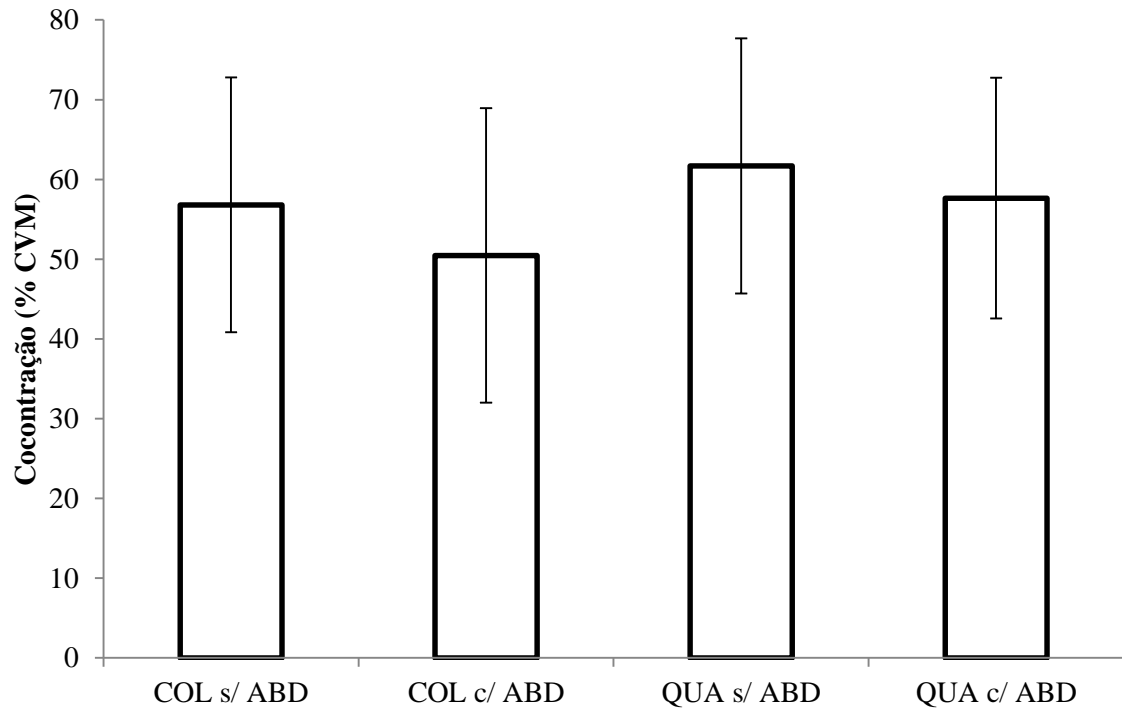
**Figura 16** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos multífido e oblíquo interno durante a fase 1 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



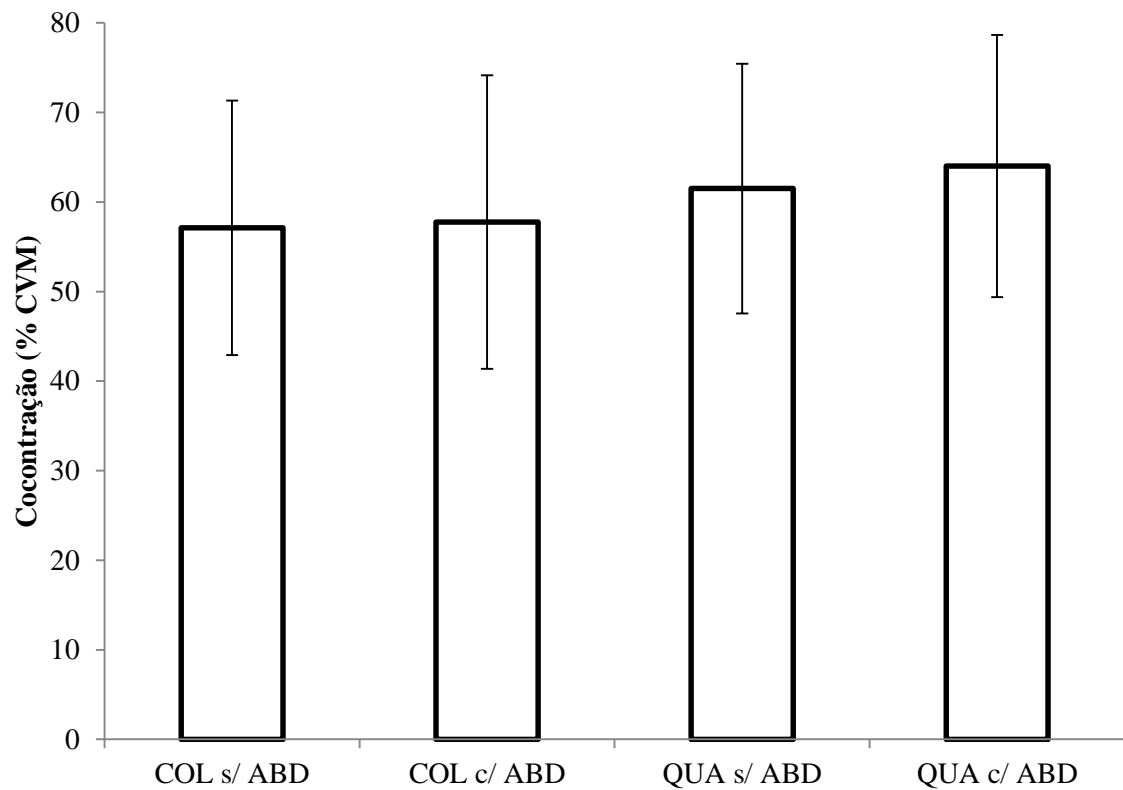
**Figura 17** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos glúteo máximo e reto femoral durante a fase 1 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



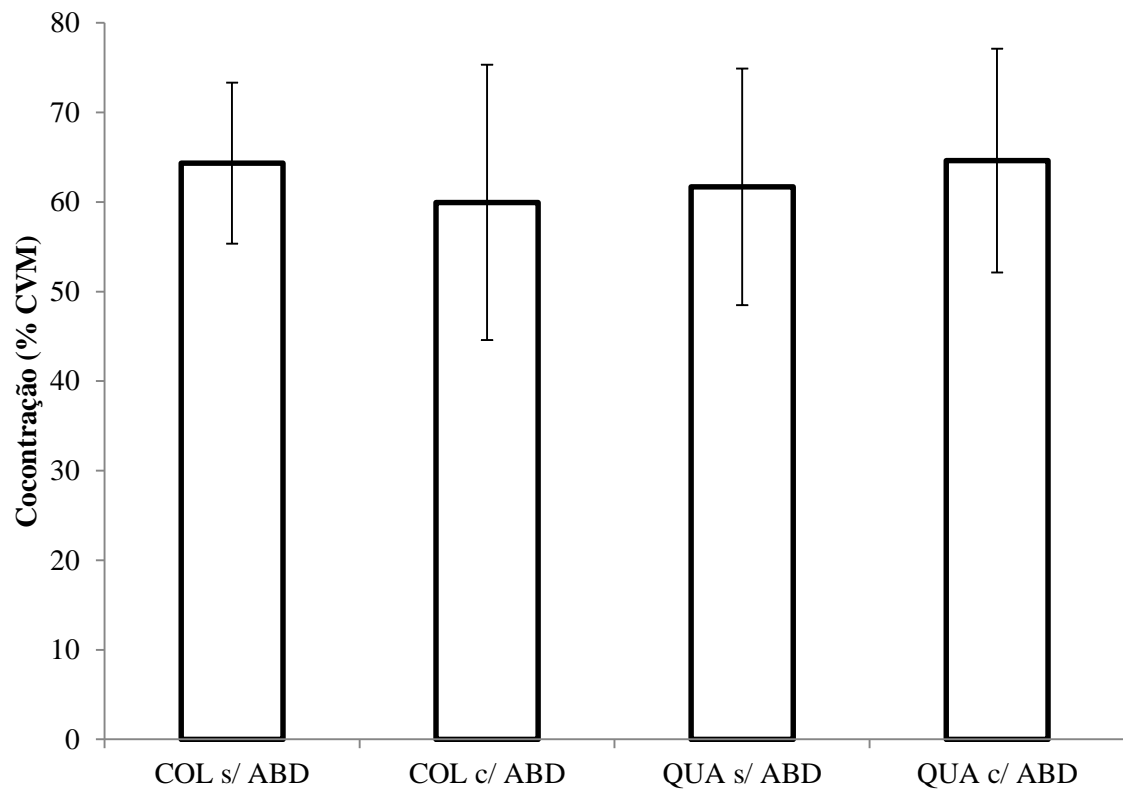
**Figura 18** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos iliocostal e oblíquo interno durante a fase 2 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



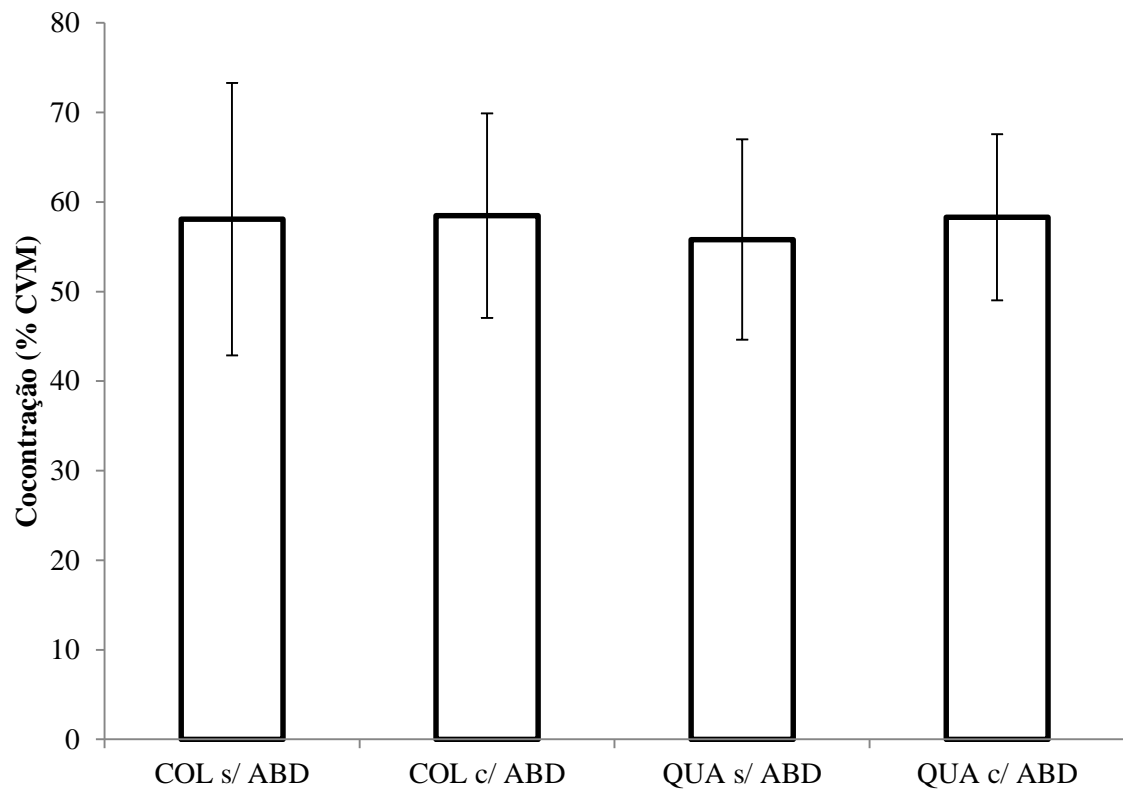
**Figura 19** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno durante a fase 2 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



**Figura 20** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos multífido e oblíquo interno durante a fase 2 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



**Figura 21** - Média e desvio-padrão do percentual da cocontração entre os músculos glúteo máximo e reto femoral durante a fase 2 das estratégias executadas predominantemente pela coluna sem contração abdominal (COL s/ ABD), predominantemente pela coluna com contração abdominal (COL c/ ABD), predominantemente pelo quadril sem contração abdominal (QUA s/ ABD) e predominantemente pelo quadril com contração abdominal (QUA c/ ABD). \* indica a presença de diferença entre as estratégias ( $p \leq 0,05$ ).



## 5 DISCUSSÃO

Analisando distintas maneiras de realizar a tarefa de levantar-se de uma posição sentada, utilizando diferentes estratégias cinemáticas e musculares: (1) predominantemente pela coluna sem contração da musculatura abdominal, (2) predominantemente pela coluna com contração da musculatura abdominal, (3) predominantemente pelo quadril sem contração da musculatura abdominal e (4) predominantemente pelo quadril com contração da musculatura abdominal, este trabalho objetivou verificar a relação entre o comportamento do nível de esforço avaliado pela EMG, por um modelo matemático (MM3D) e por uma escala de percepção subjetiva de esforço. Os resultados encontrados demonstraram que há uma ótima correlação entre a força muscular resultante e a ativação elétrica muscular para cada uma das diferentes estratégias cinemáticas, enquanto que houve uma discordância entre os achados de força muscular resultante e a percepção subjetiva de esforço.

### 5.1 FORÇA MUSCULAR RESULTANTE – SINAL ELETROMIOGRÁFICO – PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO

Existe um grande interesse em avaliar a relação entre o sinal EMG e a força muscular desenvolvida, relação essa que permite compreender a organização e o controle dos movimentos (APARICIO, 2005). Sugere-se que certa conexão pode existir entre a magnitude do sinal EMG e a força muscular exercida. Sob certa condição esta conexão pode ser simples como uma relação linear (KLEISSEN *et al.*, 1998), porém muitos fatores podem afetá-la (DE LUCA, 1997). Nesse sentido, De Luca (1997) afirma que apenas uma relação qualitativa entre o sinal EMG e a força muscular pode ser realizada com segurança, e que uma análise quantitativa não é precisa. Assim, pelo fato de o sinal EMG nem sempre ser diretamente proporcional à força muscular, essa relação pode apenas proporcionar uma ideia de esforço muscular gerado durante determinada tarefa (APARICIO, 2005).

Avaliando a atividade de levantar-se de uma posição sentada a partir do resultado de força muscular resultante estimada pelo MM3D e de ativação elétrica muscular fornecida pela EMG de superfície, podemos verificar uma ótima correlação entre a força estimada e a ativação elétrica durante a execução das diferentes estratégias cinemáticas (predominantemente pelo quadril e predominantemente pela coluna) bem como com a utilização das diferentes estratégias musculares (com e sem contração da musculatura abdominal). Isso significa que o comportamento do nível de esforço muscular da coluna lombar, avaliado por meio do MM3D

e da EMG de superfície, foi semelhante, onde ambas as curvas apresentaram um comportamento crescente, até atingir um determinado pico seguido de um momento decrescente. Desta forma, é possível perceber que a força estimada pelo MM3D acompanha a ativação elétrica da musculatura lombar, entretanto, esta análise, não revela qual das estratégias demanda maior esforço para ser realizada.

Ao analisar as curvas da força estimada sob um enfoque mais quantitativo, nota-se que o pico da curva da força oriunda da estratégia realizada predominantemente pelo quadril corresponde a 831 N, enquanto o pico da curva da força oriunda estratégia realizada predominantemente pela coluna foi de 682,5 N (figuras 8 e 10, respectivamente). Mesmo sem a significância de um teste estatístico uma diferença superior a 20% entre os picos das curvas da força estimada não pode ser ignorada. Essa diferença pode ser atribuída ao fato de que durante a execução da estratégia realizada predominantemente pelo quadril há uma maior inclinação do tronco à frente em relação à estratégia realizada predominantemente pela coluna e assim, uma força maior acaba sendo necessária para a geração de um torque extensor na tentativa de neutralizar o flexor (APARICIO, 2005).

Por outro lado, ao analisar o pico das curvas da ativação elétrica para ambas as estratégias cinemáticas (especificamente da estratégia muscular sem contração da musculatura abdominal), observa-se um resultado muito semelhante entre eles. O pico da curva da ativação muscular foi 20,4% CVM para a estratégia realizada predominantemente pelo quadril e 20,7% CVM para a estratégia realizada predominantemente pela coluna (figuras 8 e 10, respectivamente). Logo, de acordo com o parâmetro eletromiográfico, o esforço exigido da musculatura extensora da coluna lombar não parece diferir entre as duas estratégias cinemáticas. Deve-se levar em consideração que esse valor de pico da ativação (EMG) foi oriundo de uma curva média de vinte indivíduos, onde cada indivíduo teve sua própria curva obtida pela média de dez repetições, e cada repetição teve sua média ponderada pela área de seção transversa dos músculos iliocostal, longuíssimo e multífido. Já os valores de pico da força estimada (MM3D) foram oriundos de duas repetições de um único indivíduo. Em torno disso, especula-se que o valor médio dos vinte indivíduos possa ter deixado algum resultado obscuro.

Analisando-se o pico da curva da ativação muscular de cada um dos vinte indivíduos, e calculando a razão entre os picos das duas estratégias cinemáticas, é possível avaliar, de forma individual, em qual das estratégias cinemáticas houve maior ativação. Estes resultados podem ser observados na Tabela 13 do Apêndice C. Considerando uma margem de 5% acima e abaixo da razão igual a 1, considera-se que quando a razão foi menor que 0,95, a estratégia cinemática predominantemente pela coluna foi a que obteve maior ativação elétrica muscular. Quando a



razão foi maior que 1,05, a estratégia cinemática predominantemente pelo quadril foi a que obteve maior ativação elétrica muscular. Já quando a razão foi entre 0,95 e 1,05, ambas as estratégias podem ser consideradas com nível similar de ativação elétrica muscular.

O resultado da razão entre os picos da curva da força estimada foi 1,22, ou seja, o pico da força na estratégia cinemática realizada predominantemente pelo quadril foi 22% maior que o pico da força na estratégia realizada predominantemente pela coluna. Em contrapartida, a razão entre os picos da curva da ativação muscular de cada um dos vinte indivíduos apresentou, em 7 casos, um resultado inverso ao encontrado na razão das curvas de força estimada, em outros 7 casos um resultado semelhante, e em 6 casos não houve diferença entre as estratégias (considerando a margem de 5% acima e abaixo da unidade). Estes resultados são concordantes com aqueles obtidos a partir da curva média de ativação muscular (de todos os indivíduos), onde não pareceu haver diferença entre os picos de ativação muscular. Considerando que o pico da curva da ativação elétrica possa ser considerado como representante do esforço muscular, o que faria com que a atividade elétrica fosse diferente entre os indivíduos?

Primeiramente, analisando a resposta na perspectiva das limitações da técnica de EMG de superfície, pode-se indagar se o posicionamento dos eletrodos, o fenômeno do *crosstalk*, a normalização ou mesmo a média ponderada dos músculos, utilizada para gerar a curva representante de cada indivíduo poderiam interferir nos resultados. Mesmo considerando que a posição dos eletrodos é um fator decisivo para a magnitude do sinal, todo o procedimento de colocação foi realizado sempre pela mesma fisioterapeuta, a partir de critérios estabelecidos na literatura. Não se espera, neste caso, que tenha havido algum erro que possibilitasse uma maior ativação da musculatura em 7 casos, e em uma menor ativação em outros 7 casos. Da mesma forma, caso tenha havido influência de músculos adjacentes na magnitude do sinal, espera-se que tal influência seja sistemática em todos os casos. Ainda, o processo de normalização, por utilizar de uma mesma referência para ambas as estratégias, não poderia afetar a razão entre os picos mesmo que a ativação voluntária não tenha atingido o seu valor máximo. De forma similar, a área de secção transversa fisiológica utilizada no cálculo da curva média ponderada, sempre foi a mesma para todos os indivíduos e em todas as situações. Assim sendo, presume-se que, se de alguma forma a magnitude da ativação muscular possa ter sido afetada, não parece estar relacionada com alguma limitação da técnica empregada. O que poderia então afetar a atividade muscular nas diferentes estratégias?

Do ponto de vista estritamente mecânico, a maior inclinação do tronco durante a estratégia cinemática predominantemente pelo quadril apontaria para uma maior atividade muscular dos extensores da coluna lombar, em função do maior torque flexor gerado pelo peso

do tronco nesta situação. Nessa perspectiva, durante a estratégia cinemática predominantemente pela coluna realizada pelos 7 indivíduos que tiveram sua razão inferior a unidade, deve ter havido algum torque flexor sendo gerado que justificasse uma maior ativação da musculatura paravertebral nesta situação. Uma possibilidade seria a ativação da musculatura abdominal, capaz de gerar um torque flexor. Caso os indivíduos tenham realizado, voluntariamente ou não, o recrutamento da musculatura abdominal, quanto maior a ativação desta musculatura maior será o torque flexor e conseqüentemente maior será a demanda enfrentada pela musculatura posterior.

Empregando o mesmo raciocínio utilizado para análise comparativa entre os picos da curva da atividade elétrica dos músculos extensores da coluna lombar, ou seja, fazendo a razão entre os valores de pico obtidos para cada uma das estratégias cinemáticas, porém utilizando os resultados da média aritmética dos lados direito e esquerdo do percentual de ativação do músculo oblíquo interno (único representante dos flexores de coluna que foram monitorados) pode-se perceber um resultado interessante (Tabela 13). Para os 7 indivíduos nas posições superiores da tabela, ou seja, aqueles que tiveram uma ativação maior dos extensores da coluna lombar durante a estratégia cinemática predominantemente pela coluna, a ativação dos oblíquos internos também foi maior na mesma estratégia. Para os 7 indivíduos nas posições inferiores da tabela, ou seja, aqueles que obtiveram uma maior ativação dos extensores da coluna lombar durante a estratégia cinemática predominantemente pelo quadril, 4 deles também tiveram uma maior ativação dos oblíquos internos (os únicos que tiveram a razão maior que a unidade). Cabe ressaltar que apenas um músculo representante dos flexores da coluna foi monitorado. Não há como saber como foi a ativação dos músculos oblíquos externos e reto abdominal. Nessa perspectiva, especula-se que a estratégia muscular utilizada pelos indivíduos justifique uma maior atividade da musculatura extensora da coluna lombar durante a tarefa de levantar-se de uma posição sentada utilizando a estratégia cinemática predominantemente pela coluna e a estratégia cinemática predominantemente pelo quadril.

Uma possível explicação para uma maior ativação da musculatura abdominal ter sido mais ativada durante a estratégia de coluna, pode ser pelo fato dessa estratégia não ser a preferida do padrão de coordenação muscular dessas participantes. Quando um determinado movimento é realizado com frequência, o sistema nervoso central pode fazer com que a estratégia de movimento escolhida torne-se mais econômica e assim desencadeada com um estímulo mínimo (MINETI, 2004). A partir do momento em que se estabelece uma nova habilidade motora há uma tendência em elevar os níveis de contração muscular e conseqüentemente o aumento do nível de ativação elétrica muscular (LAY *et al.*, 2002).

Outro parâmetro de medida utilizado para relacionar a resposta gerada pelo MM3D foi a percepção subjetiva de esforço. Uma medida de esforço percebido é o grau de peso e tensão vivenciados durante o trabalho físico e estimado de acordo com um método classificatório específico, como a escala RPE de Borg (BORG, 2000). Atualmente a escala RPE de Borg é amplamente utilizada para qualificar os níveis de percepção de esforço e é de uso comum nos testes de exercícios, treinamentos e na reabilitação (KANKAANPÄÄ *et al.*, 1997; BORG, 2000; FRY; PFALZER, 2006; TROIANO *et al.*, 2008). Neste estudo 15 pontos (6-20) da escala RPE foi usada pra acompanhar o índice de esforço percebido em cada uma das estratégias. A escala foi aplicada com o intuito de verificar quais das estratégias geraram maior esforço na coluna lombar, do ponto de vista subjetivo de cada indivíduo.

A escolha pela utilização da escala RPE de Borg foi pela facilidade de acesso e administração da mesma, e por apresentar uma boa repetibilidade (FRY; PFALZER, 2006). Além de que, sua aplicação pode ocorrer em pacientes ou em indivíduos saudáveis, desde a determinação e monitoramento do nível de intensidade do treino de um atleta, até na comparação de esforço e dificuldade de uma atividade de vida diária (BORG, 2000).

Ponderando essas facilidades e considerando o fato de a escala RPE de Borg ser capaz de fornecer uma informação da função física (FRY; PFALZER, 2006), este trabalho, a utilizou como uma ferramenta subjetiva para avaliar o esforço muscular gerado na coluna lombar com o intuito de verificar uma possível relação com dados oriundos de força (pelo MM3D) da musculatura paravertebral lombar. Nesse sentido, observa-se que a literatura utiliza dessa ferramenta para tal finalidade, encontrando bons resultados (FRY; PFALZER, 2006; TROIANO *et al.*, 2008). Entretanto, justamente devido à subjetividade inerente ao teste, a utilização dos valores de forma isolada não parece ser adequada. Um indivíduo da amostra, por exemplo, manifestou um escore de 6 e um escore de 20 como índice de esforço percebido para as diferentes estratégias, ou seja, a tarefa de levantar-se de uma posição sentada foi classificada ora como uma atividade que pode ser executada sem nenhum esforço ora com o máximo esforço possível. Percebe-se que esse indivíduo não forneceu um índice de esforço para cada situação com base na sua capacidade de gerar força, mas avaliou as tarefas uma em relação às outras. Neste sentido, acredita-se que, se por um lado o valor atribuído a cada tarefa pode ser questionado, pode se utilizar as informações, com razoável segurança, para se conhecer qual tarefa foi considerada mais difícil por cada indivíduo.

Desta maneira, de forma análoga à análise feita para os picos das curvas de força estimada e de ativação elétrica, foi calculada a razão entre os escores da escala RPE de Borg de cada um dos vinte indivíduos, dividindo o valor atribuído a estratégia predominantemente pelo

quadril pelo valor atribuído a estratégia predominantemente pela coluna (Tabela 14 no Apêndice D). Observa-se que 14 indivíduos apresentaram um resultado inverso ao encontrado a partir das curvas de força estimada, ou seja, na percepção subjetiva dos indivíduos, a estratégia realizada predominantemente pela coluna foi a que exigiu um maior esforço para ser executada, enquanto que seis indivíduos apresentaram um resultado que concorda com a resposta do MM3D.

É relevante considerar a avaliação da sensação subjetiva de esforço comparativamente a resposta eletromiográfica. Dos seis indivíduos que apontaram a estratégia de quadril como a de maior esforço, apenas dois também tiveram uma maior ativação eletromiográfica nesta tarefa. Dos 14 indivíduos que apontaram a estratégia de coluna como a de maior esforço, apenas cinco também tiveram uma maior ativação eletromiográfica nesta tarefa. Logo, não parece haver uma concordância entre as respostas oriundas da técnica de eletromiografia comparativamente a sensação subjetiva de esforço.

## 5.2 EMG ENTRE AS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICAS E MUSCULARES

Para compreender a função e o objetivo de cada músculo, precisamos primeiro conhecer a morfologia desse músculo para então entender sua ação sobre uma variedade de movimentos e tarefas de carga (MORRIS; BENNER; LUCAS, 1962; MCGILL, 2007). Os principais extensores da coluna lombar são os músculos longuíssimo, iliocostal e multífido, e sabe-se que cada um deles tem maior percentual de fibras musculares tipo I (resistente a fadiga) que tipo II (KURIYAMA; ITO, 2005; MacDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006).

Os músculos longuíssimo e iliocostal têm como origem a região do sacro e da crista ilíaca conectando-se nas vértebras e costelas bilateralmente. Sua linha de ação não é paralela ao eixo compressivo da coluna, mas tem sim uma direção posterior que faz com que eles gerem torque extensor na coluna lombar (MCGILL, 2007; MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006). Ao passo que a função dos músculos é gerar torque, o qual suporta posturas e realizam os movimentos, eles também são exigidos no intuito de assegurar a estabilidade da coluna lombar (KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004).

Considerando os resultados deste trabalho, a ativação elétrica muscular do iliocostal direito e esquerdo e do longuíssimo direito e esquerdo, não foi encontrada diferença na comparação entre as estratégias, ou seja, independentemente da estratégia realizada pela participante, seja ela com movimento predominantemente pela coluna ou predominantemente pelo quadril, e ainda com contração abdominal ou sem contração abdominal, não houve

diferença no esforço muscular gerado nessa musculatura na região lombar. Já na comparação entre as duas fases do movimento, observou-se um maior esforço gerado nessa musculatura durante fase 2.

Sabendo que a fase 2 do movimento é o momento do gesto em que a participante se direciona à posição em pé, e que para alcançar tal postura faz-se necessário a extensão de tronco, podemos verificar, então, o maior esforço gerado nessa musculatura durante essa fase. Juntamente à realização do movimento de extensão do tronco, os músculos longuíssimo e iliocostal também apresentaram maior ativação durante a fase 2, uma vez que nesta fase o indivíduo encontra-se em uma postura mais instável. Vander Linden, Brunt e McCulloch (1994) definiram o levantar-se de uma posição sentada como um movimento de transição de uma posição estável para uma posição menos estável. Assim, para garantir um bom desempenho durante o gesto esses músculos também foram exigidos com a finalidade de assegurar estabilidade ao tronco.

O músculo multífido desempenha uma função diferente dos músculos longuíssimo e iliocostal, particularmente na região lombar. Esse músculo tem múltiplos fascículos que se anexam aos processos espinhosos das vértebras adjacentes (McGILL, 2007; MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006). Desta forma, a principal característica mecanicamente relevante do multífido é que ele abrange intimamente as articulações vertebrais e a sua força afeta uma área local da coluna, sendo capaz de controlar diretamente a curvatura lombar (MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006).

Nesse sentido, os resultados desse trabalho mostram-se coerentes com esse contexto, uma vez que o músculo multífido direito e esquerdo apresentaram diferença entre as estratégias cinemáticas. Analisando a fase 1 da tarefa de levantar-se, a estratégia cinemática realizada predominantemente pela coluna gerou um maior esforço no músculo multífido quando comparada com a estratégia predominantemente pelo quadril. Para que a participante realizasse a tarefa predominantemente pela coluna, ela foi solicitada a deslocar o centro de massa corporal na direção horizontal e vertical simultaneamente, o que proporcionou uma extensão da coluna lombar juntamente a uma anteversão pélvica.

Para esse resultado sugere-se que a atividade do multífido está relacionada com o aumento da extensão lombar e o movimento de anteversão da pelve, o que tipicamente acentua a lordose lombar, sendo consistente com o papel de um músculo chave para a estabilidade lombar, uma vez que é responsável pelo controle da curvatura sagital da coluna lombar (MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006; CLAUS *et al.*, 2009; QUEIROZ, *et al.*, 2010; NEUMANN, 2010).

Analisando a fase 2 da tarefa de levantar-se, a atividade do multífido foi maior na estratégia predominantemente pelo quadril, uma vez que fez-se necessário o movimento de extensão do tronco para que a participante atingisse a posição em pé. Logo, o maior esforço observado no músculo multífido nessa circunstância, seria devido a sua utilização no movimento de extensão da coluna lombar. Isso ressalta a informação de que tanto os músculos longuíssimo e iliocostal quanto o multífido são os principais extensores da coluna lombar (KURIYAMA; ITO, 2005; MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006).

Consistente com a anatomia do músculo multífido, os resultados demonstraram que o multífido lombar tem, entre os músculos extensores, a capacidade de gerar um sutil ajuste e/ou suporte da lordose lombar (CLAUS *et al.*, 2009; O'SULLIVAN, *et al.*, 2012). Sabe-se que os músculos multífido, longuíssimo e iliocostal são diferentemente ativados em tarefas funcionais (MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2006), o que corrobora com presente estudo. Cholewicki e McGill (1996) e Cholewicki e VanVliet (2002) sugeriram, a partir de suas análises biomecânicas, que não existe um único músculo com responsabilidade dominante para a estabilidade da coluna lombar, que todos os músculos são importantes para tal finalidade (KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004).

Os resultados obtidos pelo músculo multífido (direito e esquerdo) apontam uma diferença entre as diferentes estratégias cinemáticas (pela coluna e pelo quadril) sem utilizar a contração abdominal ao longo do gesto, sendo maior na fase 1 na estratégia predominantemente pela coluna e menor na fase 2 nesta mesma estratégia. Quando solicitado um recrutamento voluntário da musculatura abdominal, destaca-se que o músculo multífido (direito e esquerdo) não apresentou diferença entre as estratégias cinemáticas. Em outras palavras, quando a contração abdominal excedente não foi realizada, o esforço gerado no músculo multífido sofreu influência da estratégia cinemática, em ambas as fases.

Uma vez que a contração do músculo oblíquo interno proporciona uma inclinação posterior da pelve (retroversão), esse músculo mais ativo é capaz de restringir a exagerada anteversão pélvica solicitada pela estratégia, além de ter uma relevante importância para a estabilidade da coluna lombar (QUEIROZ, *et al.*, 2010; NEUMANN, 2010). A partir de análises biomecânicas, na qual a estabilidade foi quantificada, sugere-se que os músculos abdominais desempenham um importante papel na estabilização da coluna e que a coativação dos flexores do tronco é necessária pra manter a lombar em um equilíbrio mecanicamente estável (CHOLEWICKI; PANJABI; KHACHATRYAN, 1997; MATHIEU; FORTIN, 2000; MCGILL *et al.*, 2003; SONG; CHUNG, 2004). Logo, os resultados deste trabalho sugerem que

os músculos multífido e oblíquo interno estão diretamente envolvidos com mudanças na posição da pelve e curvatura lombar.

O complexo lombar-pelve-quadril forma uma importante ligação que contribui para a função dos membros inferiores e para a realização de múltiplos movimentos. Qualquer movimento da pelve, por ser uma estrutura relativamente rígida, é dependente das articulações da coluna lombar e do quadril (TULLY WAGH; GALEA, 2002). Admite-se que o movimento da pelve e do quadril é sequencial, uma vez que inicialmente ocorre uma flexão de quadril e em seguida uma rotação da pelve, para atingir assim, o final da amplitude de movimento (TULLY WAGH; GALEA, 2002). Nesse sentido, compreende-se que o movimento da coluna contribua juntamente com essa sequência de movimentos, já que McGill (2007) ressaltou que a flexão do tronco é realizada através do predominante movimento do quadril e não da coluna lombar.

Ponderando as informações supracitadas pode-se observar que no presente estudo uma das estratégias cinemáticas alterou essa interação de movimentos, uma vez que o movimento da coluna lombar predominou sobre o movimento do quadril. Essa inversão de movimentos ocorreu principalmente durante a fase 1 da estratégia predominantemente pela coluna, o que justificaria a maior atividade observada do músculo multífido. Segundo Shum, Crosbie e Lee (2007) o quadril pode gerar mais força que a coluna lombar na transição de sentado para em pé, uma vez que serve como um ponto pivô central para o corpo como um todo, permitindo movimentos do fêmur em relação a pelve, bem como do tronco e da pelve em relação ao fêmur. Esses possíveis movimentos do quadril realizados ao mesmo tempo em que essa articulação sustenta o corpo, demanda uma forte e específica ativação da musculatura que o circunda (NEUMANN, 2010).

Os músculos extensores do quadril, como um grupo, produzem o maior torque sobre o quadril que qualquer outro grupo muscular. O torque extensor é frequentemente usado pra rapidamente acelerar o corpo pra cima e pra frente a partir de uma posição de flexão de quadril (NEUMANN, 2010) tal como a tarefa de levantar-se de uma posição sentada. Analisando os resultados deste trabalho nota-se que para todas as estratégias, cinemáticas e musculares, a necessária ativação do músculo glúteo máximo ficou evidente. Este potente extensor da articulação do quadril mostrou-se mais ativo durante a fase 2 do movimento. Nesta fase, além do movimento de extensão do quadril para atingir a posição em pé, essa articulação tem o papel de sustentação do corpo. Concordando com isso, Gross *et al.* (1998) indicaram que os extensores do quadril desempenham importante função durante a tarefa de levantar-se, em particular na fase de aceleração vertical.

Outro grupo muscular considerado protagonista para a realização da tarefa de levantar-se é o grupo extensor do joelho (GOULART; VALLS-SOLE, 1999; DEHAIL *et al.*, 2007). Considerando especificamente o reto femoral, que foi o extensor de joelho avaliado neste trabalho, sabe-se que por ser um músculo biarticular pode ter uma maior ativação quando age como agonista de ambas as articulações em que está envolvido (PRILUTSKY, 2000). Durante a tarefa de levantar-se, as articulações dos membros inferiores, inicialmente, executam um movimento de flexão de quadril e no decorrer do gesto uma extensão de quadril e joelho. Sendo o reto femoral um músculo responsável pela flexão de quadril e extensão de joelho, participa inteiramente do gesto (KIM *et al.*, 2011), uma vez que não apresentou diferença entre as duas fases de movimento para todas as estratégias (cinemáticas e musculares).

Na comparação entre as estratégias cinemáticas tanto na fase 1 quanto na fase 2 observou-se que, em alguns casos, a estratégia predominantemente pela coluna apresentou um maior esforço do músculo reto femoral quando comparada a estratégia predominantemente pelo quadril. Isso ocorreu possivelmente por dois motivos. Inicialmente, analisando a porção distal desse músculo, deve-se considerar que a posição inicial adotada para a estratégia predominantemente pela coluna com os pés mais para trás, levando a um ângulo de flexão do joelho maior que 90°. De acordo com Khemlani, Carr e Crosbie (1999) adotando um posicionamento dos pés mais para trás o músculo reto femoral adota uma posição mais alongada e conseqüentemente apresenta maior ativação. Analisando a extremidade proximal desse músculo, pode-se especular que a anteversão da pelve, ocasionada na estratégia cinemática predominantemente pela coluna, gere uma desvantagem mecânica menor que a grande flexão de quadril, ocasionada na estratégia cinemática predominantemente pelo quadril. Ainda, durante a fase 2 da estratégia cinemática predominantemente pelo quadril o movimento de extensão de quadril requer uma amplitude de movimento maior, e a ativação de um músculo flexor de quadril não seria contraproducente.

### 5.3 COCONTRAÇÃO

Apesar deste trabalho não ter avaliado e nem quantificado a estabilidade do tronco durante o gesto, sabe-se da relação existente entre a cocontração e a proteção da coluna lombar para fins de redução do risco de lesão (GARDNER – MORSE; STOKES, 1998; GRANATA; MARRAS, 2000). Perante a isso, torna-se inviável falar de cocontração, que foi um dos objetivos deste trabalho, e não falar em estabilidade.



O torque externo gerado na coluna lombar durante algumas tarefas é combatido principalmente pelos músculos agonistas ou motores primários, enquanto músculos antagonistas são também recrutados simultaneamente. Esta cocontração da musculatura que circunda a coluna fornece um mecanismo rígido nas articulações vertebrais e aumenta a estabilidade do tronco (SONG; CHUNG, 2004; CHOLEWICKI; MCGILL, 1996). Apesar da cocontração dos músculos do tronco ser considerada necessária pra manter a coluna em um equilíbrio mecanicamente estável (CHOLEWICKI; PANJABI; KHACHATRYAN, 1997), ela também contribui para o aumento da carga compressiva na coluna lombar (GRANATA; MARRAS, 1995). Logo, a coluna lombar requer suficiente ativação muscular pra auxiliar na estabilização do tronco, sem exceder a ativação muscular causando fadiga e exercendo grande carga compressiva (GRANATA; MARRAS, 2000; MCGILL *et al.*, 2003; KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004).

Determinar um apropriado nível de ativação muscular durante tarefas de vida diária, como por exemplo, em uma postura sentada, é bastante difícil (O'SULLIVAN, *et al.*, 2012). Por isso, sabendo que evidências da literatura sugerem que para a maioria das atividades diárias, níveis de cocontração do tronco entre 10% a 15% da capacidade abdominal máxima pode ser suficiente (CHOLEWICKI, MCGILL, 1996; VERA-GARCIA, *et al.*, 2007), e que, essa ativação pode variar de acordo ao contexto e a complexidade da tarefa (O'SULLIVAN, *et al.*, 2012), este texto apenas tem o intuito de avaliar a comparação do percentual de cocontração entre as estratégias cinemáticas e musculares utilizadas para a realização da tarefa de levantar-se. Observando os resultados deste trabalho, o percentual de cocontração entre os músculos multífido e oblíquo interno não revelou nenhuma diferença entre as estratégias cinemáticas e musculares.

Para tentar entender esse resultado, primeiramente deve-se levar em consideração que o músculo oblíquo interno (fibra anterior e caudal) tem uma relação sinergista com o transversos do abdômen, e que fornece tensão na fáscia toracolombar, aumentando assim, a estabilidade da coluna lombar (GRENIER; MCGILL, 2007). Deve-se ponderar ainda que os músculos multífido lombar, transversos do abdômen e o oblíquo interno são considerados tonicamente ativos durante posturas verticais para estabilização lombar (KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004; GRENIER; MCGILL, 2007). Assim, percebe-se uma ação conjunta dessa musculatura, e conforme Kavcic, Grenier e McGill (2004), em um sistema neuromuscular normal, existe uma sinergia muscular, uma vez que uma dada mudança no nível de ativação de um músculo raramente ocorre isolada, e sim associada a mudanças em outros músculos. Isso ocorre, por exemplo, com a ativação do multífido e do transversos do abdômen.

A partir disso, percebe-se que o percentual de cocontração não apresentou diferença entre as estratégias, uma vez que gerando uma mudança no nível de atividade do músculo oblíquo interno, variando a estratégia muscular, essa mudança também ocorre no músculo multífido. Além de que, essa relação agonista e antagonista ocorre sem diferenças significativas independente da estratégia cinemática utilizada.

Por outro lado, o percentual de cocontração entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno e entre os músculos iliocostal e oblíquo interno apresentaram diferença. Essa diferença revelou um maior percentual de cocontração na estratégia muscular realizada sem contração da musculatura abdominal quando comparada com a estratégia realizada com a contração abdominal. Uma possível explicação para esse resultado é pelo fato de que o percentual de cocontração, calculado neste trabalho, é uma sobreposição da atividade elétrica de dois músculos antagonistas. Essa sobreposição é dada pela atividade em comum desses músculos durante a realização da tarefa, por exemplo, se o percentual de cocontração é de 50%, quer dizer que os dois músculos tem 50% de atividade em comum um com o outro durante a tarefa. Logo, se o percentual de cocontração sofrer variação é porque houve mudança no nível de ativação de um dos músculos em relação ao outro. Porém, essa sobreposição (percentual de cocontração) não dispõe a informação de quanto ativo está cada musculo e nem o tempo dessa ativação.

Na tentativa de justificar o menor percentual de cocontração na estratégia muscular realizada com a contração da musculatura abdominal, deve-se considerar que quando a participante foi orientada a contrair a musculatura abdominal o nível de ativação do músculo oblíquo interno aumentou, enquanto que o nível de ativação dos músculos longuíssimo e iliocostal mantiveram níveis constantes. Por conta disso, a sobreposição (atividade em comum) desses músculos diminuiu.

Aplicando esse mesmo raciocínio para a diferença encontrada no percentual de cocontração entre os músculos glúteo máximo e reto femoral, verifica-se que a estratégia cinemática realizada predominantemente pela coluna apresentou um percentual de cocontração mais baixo pelo aumento do nível na atividade do músculo reto femoral enquanto que a atividade do músculo glúteo máximo manteve-se constante. Acredita-se que esse aumento na atividade do músculo reto femoral foi pelo fato de estar sendo mais exigido, uma vez que, nessa estratégia, ocorre um movimento de anteversão pélvica. Além disso, essa estratégia adotou um posicionamento dos pés mais para trás (ângulo de flexão do joelho maior de 90°), o que também causou um possível aumento da atividade do reto femoral.

De acordo com a literatura muitas variáveis precisam ser consideradas pra compreender o efeito da cocontração na estabilidade e nas cargas compressivas da coluna, e o nível de

intensidade da ativação muscular é um fator muito influenciável. Entretanto, não depende somente de um nível suficiente de cocontração, mas também de um adequado padrão de tempo no recrutamento muscular, o que ainda é tópico de muitos debates e pesquisas (CHOLEWICKI; PANJABI; KHACHATRYAN, 1997; VERA-GARCIA, *et al.*, 2007).

## 6 CONCLUSÃO

Foi encontrada uma correlação alta e positiva entre a força muscular resultante (MM3D) e a ativação muscular (EMG) para cada uma das diferentes estratégias cinemáticas e musculares. Entretanto, houve uma discordância entre os achados de força muscular resultante (MM3D) e a percepção subjetiva de esforço (RPE de Borg). A aplicação da escala RPE de Borg, verificou que a estratégia realizada predominantemente pela coluna sem a contração da musculatura abdominal foi a que apresentou maior índice subjetivo de percepção de esforço para ser realizada.

Na comparação da ativação elétrica muscular, observa-se que os músculos iliocostal e longuíssimo apresentaram diferença na sua ativação elétrica somente entre as fases do movimento e não entre as diferentes estratégias cinemáticas e musculares, uma vez que eles são necessários para o controle do posicionamento do tronco durante a fase de transição de sentado para em pé. Já o nível de atividade elétrica gerada no músculo multífido mostrou ter diferença entre as estratégias cinemáticas quando realizadas sem a contração da musculatura abdominal em ambas as fases do movimento, sendo mais exigido quando a tarefa é realizada com a estratégia predominantemente pela coluna. A ativação do músculo oblíquo interno foi distinta entre as estratégias musculares (em ambas as estratégias cinemáticas), apresentando maior atividade elétrica quando a estratégia muscular com contração da musculatura abdominal foi realizada, tanto na fase 1 quanto na fase 2. Para o músculo glúteo máximo pode-se observar que sua maior ativação foi durante a fase 2 do movimento, quando comparada a fase 1, momento em que se faz necessário uma potente extensão de quadril para estabelecer a postura em pé. O músculo reto femoral se mostrou com maior nível de atividade elétrica no momento em que o posicionamento dos pés estava mais pra trás (com um ângulo de flexão do joelho maior que 90°), posição essa, adotada durante a estratégia cinemática realizada predominantemente pela coluna.

O percentual de cocontração da musculatura do tronco avaliado entre o multífido e o oblíquo interno não apresentou diferença, sendo assim, essa cocontração ocorre a níveis iguais independentemente da estratégia cinemática e muscular utilizada. Já o percentual de cocontração variou entre os músculos iliocostal e oblíquo interno, e entre os músculos longuíssimo e oblíquo interno, em que a estratégia cinemática realizada predominantemente pela coluna sem a contração adicional da musculatura abdominal apresentou um percentual de cocontração mais alto. Ainda, o percentual de cocontração avaliado entre os músculos glúteo máximo e reto femoral foi maior durante o gesto realizado com a estratégia cinemática predominantemente pelo quadril para ambas as estratégias musculares.

## 7 LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS

Na tentativa de investigar o esforço muscular gerado durante a realização de quatro diferentes estratégias (duas cinemáticas e duas musculares) empregadas na execução da tarefa de levantar-se de uma posição sentada, este estudo utilizou-se de três diferentes parâmetros para tal avaliação. Observou-se que cada um dos parâmetros (MM3D, EMG e escala RPE de Borg) apresentou uma resposta distinta para uma mesma situação.

O MM3D indicou o gesto de levantar-se realizado pela estratégia com movimento predominantemente pelo quadril como sendo o de maior demanda muscular dos eretores da coluna lombar, o que é uma resposta coerente tendo em vista a mecânica do gesto. Esta abordagem possui algumas limitações, como não considerar a atividade da musculatura abdominal na estimativa da força muscular resultante, a qual pode ter sido contraída durante a execução do gesto e conseqüentemente estabilizando a coluna lombar. Ainda, as vísceras da cavidade abdominal podem ter também servido como um suporte para o tronco, equilibrando, assim, o torque flexor.

Considerando a escala RPE de Borg, a maioria dos indivíduos apontaram como sendo o gesto de maior esforço aquele executado com a estratégia predominantemente pela coluna, em oposição à resposta do MM3D. A escala de Borg envolve a subjetividade de cada indivíduo, no entanto, o esforço percebido durante uma determinada tarefa é mais facilmente relatado envolvendo o quanto de esforço o corpo (considerando todos os segmentos corporais) fez para a realização de uma determinada tarefa. Entretanto, quando se deseja saber do esforço gerado em uma região específica do corpo, percebe-se que há uma dificuldade em isolar uma determinada musculatura. Como ter certeza que quando os indivíduos responderam ao questionamento de qual situação “exigia maior esforço” eles conseguiram avaliar isoladamente os músculos posteriores da coluna na sua porção lombar?

Ao utilizar o resultado oriundo da eletromiografia de superfície obteve-se um resultado intermediário entre os dois anteriores: sete indivíduos tiveram maior ativação na musculatura paravertebral durante a estratégia de quadril, sete indivíduos tiveram maior ativação na musculatura paravertebral durante a estratégia de coluna, e seis indivíduos apresentaram equivalência na ativação muscular entre as estratégias, ou seja, em média as estratégias se mostraram equivalentes no que se refere a ativação da musculatura paravertebral. Faz-se necessário considerar que apenas as porções mais superficiais da musculatura eretora da coluna foram monitoradas, não sendo possível assegurar que a resposta obtida não seria diferente caso

mais informações estivessem disponíveis. Além disso, durante a execução de tarefas, adotando estratégias motoras não habituais, há um aumento no recrutamento muscular de determinadas musculaturas, o que pode mascarar a tentativa de quantificar qual estratégia cinemática e muscular é a que exige maior esforço muscular para ser realizada. Considerando que a individualização da resposta depende do aperfeiçoamento das informações extraídas de cada uma das técnicas utilizadas, entende-se que para melhorar a resposta do modelo, seria necessário um monitoramento da pressão intra-abdominal; para o sinal eletromiográfico seria necessário a avaliação de mais músculos e talvez até monitorar os músculos ao longo de uma porção maior; e para a escala de Borg seria necessário ter certeza que os indivíduos estariam expressando sua posição com relação a região específica de análise.

Assim, apesar do empenho empregado na tentativa de elucidar a dúvida inicial que motivou a realização deste trabalho, ainda não há uma resposta definitiva, que disponha de subsídios, para assim, afirmar qual das estratégias cinemáticas e musculares realmente gera um maior esforço na coluna lombar. Considerando a variabilidade humana na execução dos gestos, mesmo os mais simples como levantar-se de uma posição sentada, parece ser possível afirmar que qualquer uma das estratégias utilizadas pode exigir maior, menor ou igual esforço, dependendo de quem e como se executa tal tarefa.

Nesse sentido, tem-se como perspectivas, investigar se a estratégia motora preferida de cada indivíduo é capaz de gerar, a longo prazo, uma sobrecarga na coluna lombar manifestando, assim, alguma intercorrência contraproducente. E ainda, se a presença de dor pode alterar o controle motor individual, conduzindo à estratégias motoras compensatórias parecidas entre os indivíduos.

## REFERÊNCIAS

- ALEXANDER, N. B.; SCHULTZ, A. B.; WARWICK, D. N. Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. **J Gerontol**, v. 46, p. M91-98. 1991.
- AMADIO, A.C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. **Brazilian Journal of Biomechanics**, ano 1, n. 1, p. 7-14. 2000.
- APARICIO, M. A. V. Electromiografia cinesiológica. **Rehabilitación**, v. 39, n. 6, p. 255-264. 2005.
- ARAÚJO, R. C.; DUARTE, M.; AMADIO, G. C. On the inter-and-intra subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. **Clinical Neurophysiology**, v. 40, p. 225-229. 2000.
- ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and In Vivo Studies on Human Trunk Load Partitioning and Stability In Isometric Forward Flexions. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 510-521. 2006.
- BAJELAN, S.; AZGHANI, M. R. Musculoskeletal analysis of sit-to-stand maneuver in order to compare the various standing up strategies. In: IRANIAN CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 18., 2011, Tehran. **Proceedings of the Iranian Conference on Biomedical Engineering**. Tehran, 2011 p. 215-220.
- BASLER, H. D.; KELLER, S.; HERDA, C. Good Postural Habits: a Pilot Investigation Using EMG Scanning of the Paraspinals. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, v. 22, n. 3, p. 171-182. 1997.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. 5ª ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985. p. 187-200, p.525.
- BEAR, Mark F.; CONNORS, Barry W.; PARADISO, Michael A.. **Neuroscience Exploring the Brain**. 3. ed. Baltimore: Lippincott Williams e Wilkins, 2007.
- BORG, G. **Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido**. São Paulo: Manole, 2000. p. 3-10.
- CAHILL, B. M.; CARR, J. H. Inter-segmental co-ordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. **Physics Research International**, v.4, p.12-27. 1999.
- CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F.; BAGATINI, D.; SOARES, D. P.; ROCHA, E. K.; OLIVEIRA, A. R.; GUIMARÃES, A. C. S. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, p.915-921. 2009.
- CARR, J. H.; SHEPHERD, R. B. **Stroke Rehabilitation**. Edinburgh: Butterworth-Heinemann. 2003. p 143.
- CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M. Mechanical stability on the *in vivo* lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. **Clinical Biomechanics**, v. 11, p. 1-15. 1996.

CHOLEWICKI, J.; PANJABI, M. M.; KHACHATRYAN, A. Stabilizing function of trunk flexor – extensor muscles around a neutral spine posture. **Spine**, v. 22, n. 19, p. 2207-2212. 1997.

CHOLEWICKI, J.; VANVLIET, J. IV. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertion. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 99-105. 2002.

CLAUS, A. P.; HIDES, J. A.; MOSELEY, L.; HODGES, P. W. Different ways to balance the spine. **Spine**, v. 34, n. 6, p. E208-E214. 2009.

DAVIS, K. G.; MARRAS, W. S.; WATERS, T. R. Evaluation of Spinal Loading During Lowering and Lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 141-152. 1998.

DEHAIL, P.; BESTAVEN, E.; MULLER, F.; MALLET, A.; ROBERT, B.; BOURDEL-MARCHASSON, I.; PETIT, J. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "sit-to-walk" task in elderly subjects: role of strength. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1096-1103. 2007.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135-163. 1997.

DOLAN, P.; ADAMS, M. A. The Relationship Between EMG Activity and Extensor Moment Generation In The Erector Spinae Muscles During Bending and Lifting Activities. **Journal of Biomechanics**, v. 26, p. 513-522. 1993.

DUNCAN, M. J.; AL-NAKEEB, Y.; SCURR, J. Perceived exertion s related to muscle activity during leg extension exercise. **Research in Sports Medicine**, v. 14, p. 179–189. 2006.

ESCAMILLA, R. F.; BABB, E.; DEWITT, R.; JEW, P.; KELLEHER, P.; BURNHAM, T.; *et al.* Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. **Physical Therapy**, v. 86, n. 5, p. 656-671. 2006.

ETNYRE, B.; THOMAS, D. Q. Event standardization of sit-to-stand movements. **Physical Therapy**, v. 87, n. 12, p. 1651-1666. 2007.

EZQUERRO, F.; SIMON, A.; PRADO, M.; PEREZ, A. Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax–pelvis orientation. **Medical Engineering & Physics**, v.26, p. 11–22. 2004.

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p. 337-349. 2000.

FERREIRA, A.S.; GUIMARÃES, F. S.; SILVA, J. G. Aspectos Metodológicos da Eletromiografia de Superfície: Considerações sobre os Sinais e Processamentos para Estudo da Função Neuromuscular. **Revista Brasileira das Ciências do Esporte**, v. 31, n. 2, p. 11-30. 2010.

FIELD, Andy. **Descobrimo a Estatística usando o SPSS**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.



FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer Methods and Programs Biomedicine**, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.

FOTOOHABADI, M. R.; TULLY, E. A.; GALEA, M. P. Kinematics of rising from a chair: image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. **Physical Therapy**, v. 90, n. 4, p. 561-571. 2010.

FRY, D. K.; PFALZER, L. A. Reliability of Four Functional Tests and Rating of Perceived Exertion in Persons with Multiple Sclerosis. **Physiotherapy Canada**, v. 58, n. 3, p. 212-219. 2006.

FUJITA, E.; KANEHISA, H.; YOSHITAKE, Y; FUKUNAGA, T.; NISHIZONO, H. Association between knee extensor strength and EMG activities during squat movement. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 12, p. 2328-2334. 2011.

GAGNON, D.; LARIVIÈRE, C.; LOISEL, P. Comparative Ability of EMG, Optimization and Hybrid Modelling Approaches to Predict Trunk Muscle Forces and Lumbar Spine Loading During Dynamic Sagittal Plane Lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 359-372. 2001.

GARDNER – MORSE, M.; STOKES, I. A. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. **Spine**, v. 23, p. 86-92. 1998.

GAGNON, D.; LARIVIÈRE, C.; LOISEL, P. Comparative Ability of EMG, Optimization and Hybrid Modelling Approaches to Predict Trunk Muscle Forces and Lumbar Spine Loading During Dynamic Sagittal Plane Lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 359-372. 2001.

GOULART, F. R.; VALLS-SOLÉ, J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. **Clinical Neurophysiology**, v. 110, n. 9, p. 1634-1640. 1999.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S. Cost – Benefit of Muscle Cocontraction in Protecting Against Spinal Instability. **Spine**, v. 25, n. 11, p. 1398-1404. 2000.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S. The influence of trunk muscle coactivity upon dynamic spinal loads. **Spine**, v. 20, p. 913-919. 1995.

GRENIER, S. G.; MCGILL, S. M. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, p. 54-62. 2007.

GROSS, M. M.; STEVENSON, P. J.; CHARETTE, S. L.; PYKA, G.; MARKUS, R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. **Gait and Posture**, v. 8, p. 175-185. 1998.

GYTON, Arthur C.; HALL, John E.. Excitação do Músculo Esquelético: Transmissão Neuromuscular e Acoplamento Excitação - Contração. In: GUYTON, Arthur C.; HALL, John E.. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2006. Cap. 7, p. 85-91.

HANKE, T. A.; PAI, Y. C.; ROGERS, M. W. Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults. **Physical Therapy**, v. 75, n. 2. 1995.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, in press, 2010.

HUGHES, R. Effect of optimization criterion on spinal force estimates during asymmetric lifting. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 225-229. 2000.

JANSSEN, W. G. M.; BUSSMANN, H. B. J.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Physical Therapy**, v. 82, n. 9, p. 866-879. 2002.

JENG, S. F.; SCHENKMAN, M.; RILEY, P.O. Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. **Physical Therapy**, v. 70, p. 511-520. 1990.

KANKAANPÄÄ, M.; TAIMELA, S.; WEBBER Jr, C. L.; AIRAKSINEN, O.; HÄNNINEN, O. Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. **European Journal of Applied Physiology**, v. 76, p.236-242. 1997.

KAVCIC, N.; GRENIER, S.; MCGILL, S. M. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. **Spine**, v. 29, n. 11, p. 1254-1265. 2004.

KELLY, B. T.; KADRMAS, W. R.; KIRKENDALL, D. T.; SPEER, K. P. Optimal normalization testes for shoulder muscle activation: an electromyographic study. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 14, p. 647-653. 1996.

KHEMLANI, M. M.; CARR, J. H.; CROSBIE, W. J. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 4, p. 236-246. 1999.

KIM, M. H.; YI, C. H.; YOO, W. G.; CHOI, B. R. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 596-605. 2011.

KINGMA, I.; BATEN, C. T. M.; DOLAN, P.; TOUSSAINT, H. M.; VAN DIEËN, J. H.; LOOZE, M. P.; ADAMS, M. A. Lumbar Loading During Lifting: a Comparative Study of Three Measurement Techniques. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, p. 337-345. 2001.

KLEISSEN, R. M. F.; BUURKE, J. H.; HARLAAR, J.; ZILVOID, G. Eletromiography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. **Gait and Posture**, v. 8, p. 143-158. 1998.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. 1<sup>a</sup> ed. Scottsdale: Noraxon Inc, 2005.

KURIYAMA, N.; ITO, I. Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. **Journal of Nippon Medical School**, v. 72, n. 3, p. 165-173. 2005.

KUZELICKI, J.; ZEFAN, M.; BURGER, H.; BAYD, T. Synthesis of standing-up trajectories using dynamic optimization. **Gait and Posture**, v.21, n. 1, p. 1-11. 2005.

LAGALLY, K. M.; ROBERTSON, R. J.; GALLAGHER, K. I.; GOSS, F. L.; JAKICIC, J. M.; LEPHART, S. M.; McCAW, S. T.; GOODPASTER, B. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. **Medicine Science in Sports Exercise**, v. 34, n.3, p. 552-559. 2002.

LA TORRE, M. **Desenvolvimento de um Macromodelo Biomecânico Tridimensional da Coluna Vertebral Durante Tarefas de Levantamento**. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-graduação da Escola de Educação Física, UFRGS, Porto Alegre, 2009.

LAY, B. S.; SPARROW, W. A.; HUGHES, K. M.; DWYER, N. J. Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. **Human Movement Science**, v. 21, n. 5, p. 807-830. 2002.

LEE, D. C.; LIM, H. K.; McKAY, W. B.; PRIEBE, M.M.; HOLMES, S. A. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 379-388. 2004.

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M.A.; VAN DEN BOGERT, A.J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da Dinâmica Inversa. **Revista Brasileira Ciências do Esporte**, v. 23. 2002.

LOSS, J. F.; SILVA, L.; ZARO, M.; GUIMARÃES, A. Sincronismo entre cinemetria e eletromiografia. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. **Anais do Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas: Unicamp, 1997. p. 453 - 456.

MacDONALD, D. A.; MOSELEY, G. L.; HODGES, P. W. The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? **Manual Therapy**, v. 11, p. 254-263. 2006.

MANCKOUNDIA, P.; MOUREY, F.; PFITZENMEYER, P.; PAPAXANTHIS, C. Comparison of motor strategies in sit-to-stand and back-to-sit motions between healthy and Alzheimer's disease elderly subjects. **Neuroscience**, v. 137, n. 2, p. 385-392. 2006.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. Spine loading during trunk lateral bending motions **Journal of Biomechanics**, v. 30, nº 7, p. 697-703. 1997.

MATHIEU, P. A.; FORTIN, M. EMG and kinematics of normal subjects performing trunk flexion/extensions freely in space. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 197-209. 2000.

MATHIYAKOM, W.; McNITT-GRAY, J. L.; REQUEJO, P.; COSTA, K. Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 1, p. 105-111. 2005.

MAZZÀ, C.; BENVENUTI, F.; BIMBI, C.; STANHOPE, S. J. Association between subject functional status, seat height, and movement strategy in sit-to-stand performance. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 52, n. 10, p. 1750-1754. 2004.

MCGILL, Stuart. Functional Anatomy of the Lumbar Spine. In: MCGILL, Stuart. **Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 2007. Cap. 4, p. 35-71.

- McGILL, S. M.; GRENIER, S.; KAVCIC, N.; CHOLEWICKI, J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 353-359. 2003.
- MEAKIN, J. R.; SMITH, F. W.; GILBERT, F. J.; ASPDEN, R. M. The Effect Axial Load on the Sagittal Plane Curvature of the Upright Human Spine *in vivo*. **Journal of Biomechanics**, v.41, p. 2850-2854. 2008.
- MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 1, p. 3-4, 1999.
- MERLETTI, R.; BOTTER, A.; CESCO, C.; MINETTO, M. A.; VIEIRA, T. M. M. Advances in Surface EMG: Recent Progress in Clinical Research Applications. **Critical Reviews<sup>TM</sup> in Biomedical Engineering**, v. 38, n. 4, p. 347-379. 2010.
- MERODE, S. A. Z. **Forças Internas na coluna vertebral durante a execução de exercícios resistidos**. 2010. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - UFRGS, Porto Alegre, 2010.
- MINETTI, A. E. Passive tools for enhancing muscle-driven motion and locomotion. **The Journal of Experimental Biology**, v. 207, n. 1, p. 1265-1272. 2004.
- MONGER, C.; CARR, J. H.; FOWLER, V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 16, p 361-367. 2002.
- MORRIS, J. M.; BENNER, G.; LUCAS, D. B. An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. **Journal of Anatomy, Londres**, v. 96, n. 4, p. 509-520. 1962.
- NEUMANN, D. A. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. **Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p.82-94. 2010.
- NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. 2<sup>a</sup> ed, Chichester: John Wiley e Sons, 2005. 643p.
- NIKFEKR, E.; KERR, K.; ATTFIELD, S.; PLAYFORD, D. E. Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. **Movement Disorders**, v. 17, p. 274-282. 2002.
- O'SULLIVAN, K.; MCCARTHY, R.; WHITE, A.; O'SULLIVAN, L.; DANKAERTS, W. Can we reduce the effort of maintaining a neutral sitting posture? A pilot study. **Manual Therapy**, *in press* 2012.
- PAPA, E.; CAPPOZZO, A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 9, p. 1113-1122. 2000.
- PARK, E. S.; PARK, C.; LEE, H. J.; KIM, D. Y.; LEE, D. S. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. **Gait and Posture**, v. 17, p. 43-49. 2003.

PATWARDHAN, A. G.; HAVEY, R. M.; MEADE, K. P.; LEE, B.; DUNLAP, B. A Follower Load Increases the Load-Carrying Capacity of the Lumbar Spine in Compression. **Spine**, v. 24, n. 10, p. 1003-1009. 1999.

PLAMONDON, A.; GAGNON, M.; DESJARDINS, P. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5-S1 joint in lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n.º. 2, p. 101-110. 1996.

PRILUTSKY, B. I.; GREGOR, R. J.; RYAN, M. M. Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. **Experimental Brain Research**, v. 120, p. 479-486. 1998.

PRILUTSKY, B. I. Coordination of two-and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. **Motor Control**, v. 4, n. 1, p. 1-44. 2000.

QUEIROZ, B. C.; CAGLIARI, M. F.; AMORIM, C. F.; SACCO, I. C. Muscle activation during four pilates core stability exercises in quadruped position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, p.86-92. 2010.

REISMAN, D. S.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Differential joint coordination in the tasks of standing up and sitting down. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 6, p. 493-505. 2002.

RIBEIRO, D.C. **Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultante para o membro superior**. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-graduação da Escola de Educação Física, UFRGS, Porto Alegre, 2006.

ROBERTSON, R. J.; NOBLE, B. J. Perception of physical exertion: methods, mediators, and applications. **Exercise and Sports Sciences Reviews**, v. 25, n. 1, p. 407-452. 1997.

ROEBROECK, M. E.; DOORENBOSCH, C. A. M.; HARLAAR, J.; JACOBS, R.; LANKHORST, G. J. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p. 235-244. 1994.

ROHLMANN, A.; BAUER, L.; ZANDER, T.; BERGMANN, G. WILKE, H.J. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. **Journal of Biomechanics**, v.39, p. 981–989. 2006.

ROHLMANN, A.; GRAICHEN, F.; KAYSER, R.; BENDER, A.; BERGMANN, G. Loads on a Telemeterized Vertebral Body Replacement Measured in Two Patients. **Spine**, v. 33, n. 11, p. 1170-1179. 2008.

ROTHMANN, C. R. C. **Comparação das cargas internas impostas à coluna vertebral com diferentes intensidades de carga no exercício de força stiff**. 2011. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - UFRGS, Porto Alegre, 2011.

SAMOHYL, Robert Wayne. **Capítulo 3 - Correlação**. Disponível em: <[http://www.qualimetria.ufsc.br/textos\\_arquivos/t20054.pdf](http://www.qualimetria.ufsc.br/textos_arquivos/t20054.pdf)>. Acesso em: 19 maio 2012.

SAVELBERG, H. H.; FASTENAU, A.; WILLEMS, P. J.; MEIJER, K. The load/capacity ratio affects the sit-to-stand movement strategy. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 7, p. 805-812. 2007.

SCHENKMAN, M. L.; BERGER, R. A.; RILEY, P.O.; *et al.* Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Physical Therapy**, v. 70, p. 638-648. 1990.

SENIAM. **Surface Electromyography for non-invasive assessment of muscles**. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em 12 set. 2011.

SHUM, G. L. K.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. W. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stan-to-sit. **Spine**, v. 32, n. 7, p. E211-E219. 2007.

SONG, Y. W.; CHUNG, M. K. Quantitative assessment of trunk muscle coactivation in sub-maximal isometric exertion tasks. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 34, p. 13-20. 2004.

SOUZA G. M.; BAKER L. L.; POWERS C. M. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic stabilization exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, p. 1551- 155. 2001.

TROIANO, A.; NADDEO, F.; SOSSO, E.; CAMAROTA, G.; MERLETTI, R.; MESIN, L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. **Gait and Posture**, v. 28, p. 179-186. 2008.

TULLY, E. A.; FOTOOHABADI, M. R.; GALEA, M. P. Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. **Gait and Posture**, v. 22, n. 4, p. 338-354. 2005.

TULLY, E. A.; WAGH, P.; GALEA, M. P. Lumbofemoral rhythm during hip flexion in young adults and children. **Spine**, v. 27, n. 20, p. E432-E440. 2002.

VANDER LINDEN, D. W.; BRUNT, D.; McCULLOCH M. U. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, p. 653-660. 1994.

VERA – GARCIA, F. J.; ELVIRA, J. L. L.; BROWN, H. M.; MCGILL, S. M. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, p. 556-567. 2007.

WILKE, H.J.; NEEF, P.; HINZ, B.; SEIDEL, H.; CLAES L. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 111-126. 2001.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of human movement**. Wiley, New York, 2005.

YAMADA, T.; DEMURA, S. Influence of load burdens on lower limbs in each movement phase and the characteristics of sit-to-stand movement. **Sport Science and Health**, v. 2, p. 8-15. 2007.

YU, B.; HOLLY-CRICHLOW, N.; BRICHTA, P.; REEVES, G.; ZABLOTNY, C.; *et al.* The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 449-455. 2000.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinetics of Human Motion**. Human Kinetics, 2002.

## APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo o qual pretende investigar o esforço muscular gerado na musculatura do tronco e membros inferiores durante diferentes formas de passar de sentado para em pé. Neste sentido, pedimos que você leia este termo e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a sua participação.

**Procedimentos:** você irá participar de uma avaliação, que consta de um treino para a realização das diferentes formas propostas para o ato de levantar-se de uma posição de sentada; participar de uma filmagem para uma análise cinemática dos movimentos executados e de uma análise eletromiográfica dos músculos analisados, onde serão fixados marcadores reflexivos e eletrodos com fitas adesivas no corpo; serão também mensuradas: sua estatura, com um estadiômetro e a massa corpórea, com uma balança eletrônica. A filmagem se destina apenas a medição dos ângulos de suas articulações e em momento algum é possível a identificação do avaliado, pois a técnica consiste em identificar os marcadores reflexivos em uma filmagem totalmente escura. Sendo assim, não é possível a identificação visual do executante durante estas filmagens.

O protocolo consiste em realizar a tarefa de passar de sentado para em pé, trajando roupas de banho (biquíni) de quatro formas diferentes:

- Estratégia quadril (de levantar-se predominantemente pelo quadril): levantar-se de uma posição sentada transferindo o peso do tronco para frente, levando-o em direção à coxa.
- Estratégia coluna (de levantar-se predominantemente pela coluna): levantar-se de uma posição sentada mantendo o tronco reto, sem levá-lo em direção à coxa.
- Estratégia sem controle muscular: levantar-se de uma posição sentada mantendo os músculos abdominais relaxados durante a tarefa.
- Estratégia com controle muscular: levantar-se de uma posição sentada realizando uma contração dos músculos abdominais durante a tarefa.

Todos os procedimentos para aquisição dos dados serão realizados no LAPEX-UFRGS, tendo a duração aproximada de 2:30hs (duas horas e trinta minutos).

**Benefícios do Estudo:** Não há benefícios diretos, como remuneração ou auxílio de qualquer espécie. Entretanto, este estudo poderá contribuir no entendimento científico do esforço muscular exigido à coluna vertebral durante atividades de vida diária, permitindo uma maior compreensão de como uma tarefa pode ser melhor realizada pelos indivíduos.



**Em caso de acidente:** Os riscos de eventuais acidentes durante as atividades realizadas são mínimos, comparáveis aqueles que podem acontecer quando levantamos de uma cadeira. Entretanto, se ocorrer algum acidente serão tomadas todas as providências necessárias como atendimento imediato ou eventual transporte, caso necessário, para algum atendimento especializado.

**Confidencialidade:** É garantido ao avaliado que as informações provenientes da coleta de dados serão utilizadas unicamente para os fins propostos neste documento, sem qualquer identificação do participante.

**Voluntariedade:** a recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompido a rotina de avaliação a qualquer momento, a critério do indivíduo participante, sem qualquer ônus ao voluntário.

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador responsável, professor Dr. Jefferson Fagundes Loss da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF-UFRGS no telefone (51) 3308-5822, sua aluna Juliana Collares Vanassi no telefone (51) 98668301), e/ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS pelo telefone (51) 3308-3629.

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

Nome do participante: \_\_\_\_\_

---

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Obs.: O presente instrumento, baseado no item IV das Diretrizes e Normas Regulamentadoras para a Pesquisa em Saúde, do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96), será assinado em duas vias de igual teor, ficando uma via em poder do participante e a outro com o pesquisador responsável.

## APÊNDICE B – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DA UFRGS

	<b>UFRGS</b> UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL	<b>PRÓ-REITORIA DE PESQUISA</b> Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs	
--	--	---	--

**CARTA DE APROVAÇÃO**

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

**Número:** 21784

**Título:** Avaliação do nível de esforço muscular durante diferentes estratégias de levantar-se de uma posição sentada.


**Pesquisadores:**

**Equipe UFRGS:**

JEFFERSON FAGUNDES LOSS - coordenador desde 01/08/2010  
 Marcelo La Torre - pesquisador desde 01/08/2010  
 GUILHERME AULER BRODT - pesquisador desde 01/08/2010  
 Juliana Collares Vanassi - pesquisador desde 01/08/2010

*Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo, em reunião realizada em 19/01/2012 - Sala 01 de Reuniões do Gabinete do Reitor, 6º andar do prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.*

Porto Alegre, Quarta-Feira, 30 de Maio de 2012


---

JOSE ARTUR BOGO CHIES  
Coordenador da comissão de ética

Bruno Cassel Neto  
Vice-Pró-Reitor de Pesquisa  
PROPESQ/UFRGS

1

**ANEXO A - PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO**

## Índice de Esforço Percebido

## Escala de Borg

6	Sem nenhum esforço
7	Extremamente leve
8	
9	Muito leve
10	
11	Leve
12	
13	Um pouco intenso
14	
15	Intenso (pesado)
16	
17	Muito intenso
18	
19	Extremamente intenso
20	Máximo esforço

Adaptado de Borg e Noble (1974)

### APÊNDICE C – RAZÃO ENTRE OS PICOS DA CURVA DE ATIVAÇÃO ELÉTRICA

**Tabela 13** – Razão entre os picos de ativação muscular da estratégia cinemática realizada predominantemente pelo quadril e a realizada predominantemente pela coluna, ambas sem contração da musculatura abdominal, para os músculos extensores da coluna lombar e oblíquo interno.

	INDIVÍDUO	EXTENSORES	OBLÍQUO INTERNO
> Coluna	8	0,51	0,60
	3	0,62	0,62
	4	0,75	0,64
	19	0,84	0,81
	12	0,90	0,74
	15	0,91	0,71
	17	0,91	0,85
≅	11	0,95	0,66
	2	0,96	0,59
	9	0,96	0,79
	1	0,97	0,59
	6	0,97	0,94
	10	0,98	0,78
	16	1,10	0,68
> Quadril	14	1,19	1,36
	5	1,23	1,32
	20	1,40	1,33
	13	1,50	0,82
	7	1,63	0,70
	18	1,78	1,04

## APÊNDICE D – RAZÃO ENTRE OS ESCORES DA ESCALA RPE DE BORG

**Tabela 14** - Resultado da razão entre o escore da escala RPE de Borg da estratégia cinemática realizada predominantemente pelo quadril (QUA) e o escore da estratégia cinemática realizada predominantemente pela coluna (COL), ambas realizadas sem contração da musculatura abdominal.

	INDIVÍDUO	RAZÃO QUA/COL
	10	0,46
	7	0,53
	3	0,56
	4	0,58
	16	0,60
	20	0,63
> Coluna	12	0,67
	17	0,75
	1	0,80
	14	0,83
	18	0,83
	6	0,88
	2	0,90
	15	0,92
	5	1,20
	19	1,20
> Quadril	8	1,25
	13	1,25
	9	1,30
	11	1,33